



Universidad Carlos III de Madrid.

Departamento de ingeniería mecánica.

Grado en Ingeniería Mecánica.

TRABAJO FIN DE GRADO.

**ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO
DE UN FÉMUR HUMANO**

Alumno: Sergio Mesón Andrés.

Tutor: Miguel Marco Esteban.

Co-tutor: Marcos Rodríguez-Millán.

Septiembre 2014

Agradecimientos

Gracias a mis tutores, Marcos Rodríguez Millán y Miguel Marco Esteban, en especial a este último por su colaboración, paciencia y sobre todo por escucharme y aconsejarme en todo momento.

A mi familia porque sin su apoyo incondicional nunca habría podido llegar donde he llegado.

Por último, a todo el profesorado de esta universidad, el cual se ha mostrado siempre cercano a sus alumnos.

Resumen

Con este proyecto, se ha encontrado un modelo válido para la simulación de un fémur humano mediante el uso de programas de elementos finitos. Ha sido probado con diferentes mallados y empleando distintas leyes de comportamiento para los diversos materiales que componen el citado hueso (cortical y trabecular).

Los programas necesitados para la realización de todo esto son dos, HYPERMESH y ABAQUS, los cuales, son punteros en el método de los elementos finitos.

La obtención del modelo se ha dividido principalmente en tres partes. La primera se basa en el mallado mediante HYPERMESH dividiendo el hueso en dos partes claras: una interna (trabecular) y otra externa (cortical). La segunda consta de aplicar los materiales y las condiciones de contorno en ABAQUS al modelo obtenido en el programa anterior. Por último una vez simulado se compara con las referencias conforme a [1] para validarlo.

Una vez obtenido un modelo de mallado válido se procede a generar tres situaciones (CAE) distintas que se pueden dar a lo largo de la vida cotidiana del fémur. Una de ellas es el simple hecho de soportar el peso del cuerpo humano y las otras restantes son dos tipos de caída: la primera se corresponde con una caída lateral y hacia atrás, mientras que la segunda atañe a una caída sobre el trocánter mayor. Todas ellas han sido obtenidas según [1,2].

Para terminar, se comparan diferentes leyes de comportamiento para ver la combinación que más se aproxima a la realidad. Algunas de las leyes que se han probado son Johnson Cook o Drucker-Prager. También se ha probado el uso de materiales compuestos obtenidos directamente de artículos [3,4,5].

Palabras clave: fémur, caída, método elementos finitos (MEF), comportamiento biomecánico, ABAQUS, HYPERMESH, Johnson Cook y Drucker prager.

Abstract

In this project, we have found a valid human's femur model for the simulation using finite element programs. This model has been tested using different meshes and different laws of behavior for different materials that make up this bone (cortical and trabecular).

The programs that we have needed for the realization of this entire are two, and both use the method of finite elements. These programs are HYPERMESH and ABAQUS.

The model output is divided mainly into three parts. The first is based on meshing, for this part the program used was HYPERMESH, dividing the bone into two distinct parts: an internal (trabecular) and one outer layer (cortical). The second consists in applying materials and boundary conditions in ABAQUS to previous model. Finally when it has simulated we compared with references [1] to validate.

After obtaining a valid meshing model proceeds to generate three diverse situations (CAE) that can be given throughout daily life of the femur. One is the weight of the human body, and the other remaining are two types of fall. The first corresponds to a side and backward fall, while the second concerns to a greater trochanter fall. All have been obtained according to [1,2]

Eventually different laws of behavior were compared to see which combination is the closest to reality. Some of the laws that have been tested are Johnson Cook and Drucker-Prager. Has also been tested with composites which have been obtained directly from articles by tabular method of [3,4,5].

Keywords: femur, fall, finite elements analysis (FEA), biomechanics behavior, ABAQUS, HYPERMESH, Johnson Cook y Drucker Prager.

Índice

Capítulo I: Introducción	1
1.1. Motivación	2
1.2. Objetivos	3
Capítulo II: El fémur humano.....	4
2.1. Funcionalidad del fémur	5
2.2. Composición del fémur.....	7
2.3. Definición y Partes del fémur	16
2.4. Osteoporosis.....	19
2.4.1. Diagnóstico.....	19
2.4.2. Factores de riesgo.....	21
2.4.3. Síntomas	22
2.4.4. Tipos.....	22
2.5. Tipos de fractura	24
Capítulo III: Generación del modelo numérico	27
3.1. Programas a utilizar	30
3.1.1. Altair HYPERMESH	30
3.1.2. Simulia ABAQUS	31
3.1.3. Método de los elementos finitos (MEF).....	32
3.2. Análisis de la sensibilidad de la malla	33
3.3. Generación del modelo	36
3.4. Validación del modelo	40
Capítulo IV: Problema a resolver	43
4.1. Situaciones y cargas aplicadas	45
4.2. Combinaciones de materiales	47

4.2.1. Ley de Johnson-Cook.....	47
4.2.2. Criterio de Drucker-Prager.....	50
4.2.3. Material compuesto con propiedades ortotrópicas.....	52
4.2.4. Material trabecular obtenido de forma tabular	55
4.2.5. Material trabecular compuesto con propiedades ortotrópicas.....	56
Capítulo V: Resultados.....	57
5.1. Resultados.....	58
5.5.1. Resultados de cargas críticas.....	58
5.5.2. Resultados de desplazamientos máximos	60
5.5.3. Zonas de máxima tensión y de desplazamiento máximo	61
Capítulo VI: Conclusiones y trabajos futuros.....	65
6.1. Conclusiones.....	66
6.2. Trabajos futuros	68
Capítulo VII: Planificación y presupuesto	69
7.1. Planificación	71
7.2. Presupuesto	73
Capítulo VIII: Bibliografía	74
8.1. Bibliografía	75

Índice de figuras

Figura 1: Unión de la parte inferior del fémur con la tibia mediante la rótula [8].	5
Figura 2: Unión de la parte superior del fémur donde se puede observar la unión de la cabeza con el acetábulo para formar la articulación cadera [9].....	6
Figura 3: El osteocito se encuentra situado en la laguna ósea [10].	7
Figura 4: El osteocito proyecta sus prolongaciones citoplasmáticas por los canalículos [10].	7
Figura 5: El osteocito, una vez dentro de los canalículos toma contacto con las prolongaciones de osteocitos vecinos mediante uniones de comunicación [10].....	8
Figura 6: El osteocito toma contacto con células de revestimiento óseo bañadas en tejido tisular del tejido conjuntivo que rodea a los capilares sanguíneos [10].	8
Figura 7: Los osteoblastos cuando están a pleno rendimiento tienen forma de cubo y un citoplasma basófilo [11].	9
Figura 8: Matriz intercelular preósea u osteoide [11].....	9
Figura 9: Los osteoblastos se asocian mediante uniones de comunicación con prolongaciones similares a los osteoblastos vecinos [11].	9
Figura 10: Los osteoclastos se encuentran asociados a la superficie de tejido óseo que debe ser removido [12].....	10
Figura 11: En la superficie del osteoclasto en contacto con la matriz a remover se observan dos zonas diferentes: zona clara y la región central [12].	10
Figura 12: Imagen de una osteona o conducto de Havers [15].	11
Figura 13: Imagen que muestra la epífisis y diáfisis del fémur [18].	12
Figura 14: Imagen del periostio del fémur [20].....	14
Figura 15: Imagen del pericondrio [21].....	15
Figura 16: Partes del fémur [23].....	17
Figura 17: Distinción de las capas cortical y trabecular del fémur tomada del mallado del modelo en HYPERMESH.	18

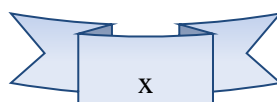
Figura 18: Comparativa entre un fémur con osteoporosis y otro sano [26].	19
Figura 19: Gráfico que muestra la pérdida de masa ósea tanto en hombres como mujeres con el paso del tiempo [27].....	20
Figura 20: Fractura del cuello femoral [32].	25
Figura 21: Fractura a lo largo de la línea intertrocanteriana [32].	26
Figura 22: Gráfico de los desplazamientos máximos producidos en el fémur en función del tamaño de la malla.	34
Figura 23: Representación del número de elementos en función del tamaño de la malla.	35
Figura 24: Fémur cortado a 1/3 de L (imagen sacada de HYPERMESH).	36
Figura 25: Superficie de aplicación de la carga normal.	38
Figura 26: Colocación de la carga normal en la cabeza del fémur [1].	38
Figura 27: Tensión equivalente de Von Mises donde se pueden observar los puntos máximos y mínimos de dicha tensión.....	40
Figura 28: Desplazamiento U expresado en mm y donde se observa que el desplazamiento máximo se produce en la cabeza donde esta aplicada la fuerza.	40
Figura 29: Tabla de durezas obtenidas para los modelos estudiados por A. Ali [1] (el caso a comparar es el del espécimen 4).....	41
Figura 30: Resultados obtenidos para la tensión de von Mises del modelo estudiado en este trabajo cortado por un plano paralelo a yz.	42
Figura 31: Orientación de la carga de caída lateral y hacia atrás, así como las condiciones de contorno del fémur [1].	45
Figura 32: Carga aplicada para la caída sobre el trocánter mayor, así como sus condiciones de contorno [2].	46
Figura 33: Influencia del aumento de la temperatura y la velocidad de deformación en la tensión. [38].....	48

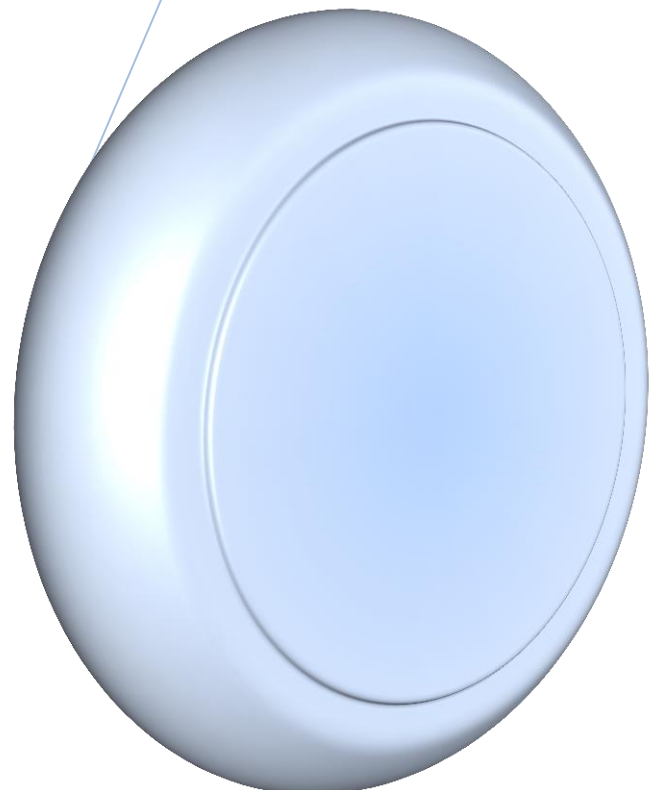
Figura 34: Representación del estado tensional de un punto en el espacio de tensiones principales y en el estado desviador [40].....	50
Figura 35: Representación de la superficie de plastificación de Tresca y von Mises [40].	51
Figura 36: Representación de la superficie de plastificación de Drucker-Prager [40]...	51
Figura 37: Sistema de coordenadas principales en ambas partes del fémur, el eje ppal 1 está orientado hacia dentro de la figura.	54
Figura 38: Curva σ - ε para el tejido esponjoso o trabecular [3].	55
Figura 39: Propiedades para el fémur de origen bovino [3]	55
Figura 40: Carga de rotura, según el tipo de material, para la posición normal.....	58
Figura 41: Carga de rotura, según el tipo de material, para la caída lateral y hacia atrás.	59
Figura 42: Carga de rotura, según el tipo de material, para la caída sobre el trocánter mayor.	59
Figura 43: Desplazamiento máx. U obtenido, según el tipo de material, para la posición normal.....	60
Figura 44: Desplazamiento máx. U obtenido, según el tipo de material, para la caída lateral hacia atrás.	60
Figura 45: Desplazamiento máx. U obtenido, según el tipo de material, para la caída sobre el trocánter mayor.	61
Figura 46: Rotura del fémur en la diáfisis para la posición normal.	62
Figura 47: Rotura del cuello femoral debido a una caída lateral y hacia atrás.....	62
Figura 48: Rotura del cuello femoral debido a una caída sobre el trocánter mayor.....	62
Figura 49: Desplazamientos U para la carga de rotura aplicada con el fémur en posición normal.....	63
Figura 50: Desplazamientos U para la carga de rotura aplicada con el fémur en posición de caída lateral hacia atrás.	63

Figura 51: Desplazamientos U para la carga de rotura aplicada para una caída del fémur sobre el trocánter mayor.	64
Figura 52: Comparación material elástico vs plástico.	66
Figura 53: Diagrama de Gantt del proyecto	72

Índice de tablas

Tabla 1: Número de elementos en función del tamaño de la malla.....	34
Tabla 2: Propiedades del hueso cortical y trabecular conforme a Ashman [35].	37
Tabla 3: Propiedades de la densidad cortical [36] y trabecular [42].	37
Tabla 4: Propiedades de Johnson Cook [36]	49
Tabla 5: Parámetros a introducir en ABAQUS [4,5,36].....	52
Tabla 6: Propiedades del material compuesto aplicadas al tejido cortical donde la dirección 3 coincide con el eje longitudinal del fémur [39]......	52
Tabla 7: Propiedades del material compuesto trabecular en función de la densidad (g/cm^3) donde la dirección ppal 3 coincide con la longitudinal del fémur. Las unidades de E (módulo de elasticidad) y G (módulo de cortadura) son MPa [42]......	56
Tabla 8: Planificación de cada una de las tareas del proyecto.....	71
Tabla 9: Desglose del presupuesto del presente trabajo.	73





Capítulo I:

Introducción

1.1. Motivación

En los tiempos que corren uno de los mayores avances es la capacidad del ser humano para crear, apoyándose en su entorno, soluciones a los problemas médicos que se dan en los seres vivos. Para la realización de esta tarea surgió la rama de la bioingeniería, la cual es una de las disciplinas más jóvenes de la ingeniería en la que los principios y herramientas de la misma, junto con la ciencia y la tecnología se aplican a los problemas presentados por la biología y la medicina [6].

El presente documento se sitúa más concretamente dentro de la biomecánica, la cual pertenece a la disciplina mencionada en el párrafo anterior. Ésta estudia los modelos, fenómenos y leyes que sean relevantes en el movimiento y el equilibrio (incluyendo el estático) de los seres vivos y más concretamente del ser humano. Esta rama usa conocimientos de la mecánica, la ingeniería, la anatomía, la fisiología y otras disciplinas, para estudiar el comportamiento del cuerpo humano y resolver los problemas derivados de las diversas condiciones a las que puede verse sometido.

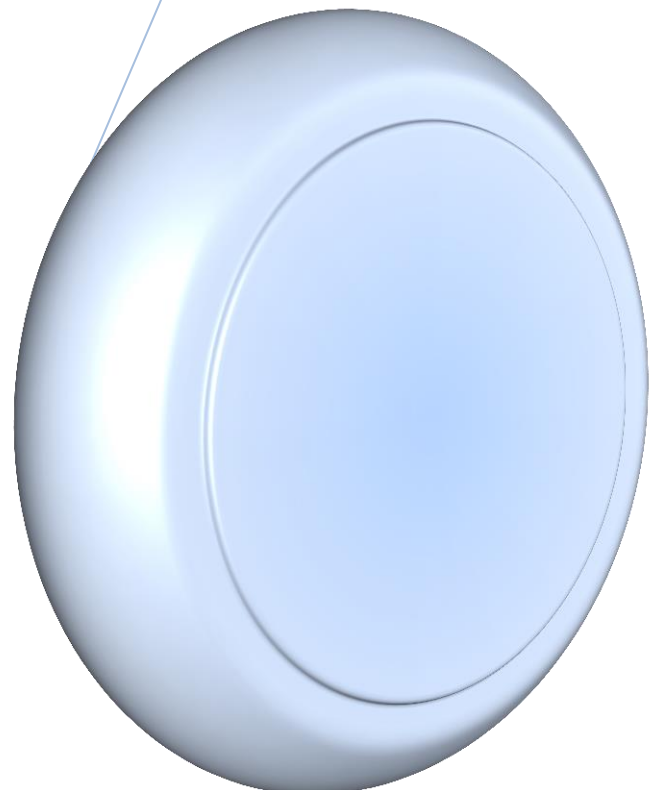
Esta disciplina crece rápidamente gracias a los numerosos programas desarrollados para el ámbito de la ingeniería, los cuales normalmente usan el método de los elementos finitos para resolver sus simulaciones, y a los potentes ordenadores que se pueden ver hoy en día en el mercado. Estos programas pueden ser usados de cara a analizar prótesis de diversos materiales para resolver carencias debidas a causas genéticas o terribles impactos en los que haya que amputar un miembro y llegar a reconstruir parte de él. De esta forma se puede simular el comportamiento de la prótesis (fuerza máxima soportada, desplazamiento máximo asociado a dicha fuerza, deformaciones, etc) y ver cómo será el resultado de dicha unión antes de llevarlo a cabo en personas reales, o incluso de llegar a construir el modelo. En este caso, se usarán para determinar cuál es el material que se acerca más a las propiedades del fémur vistas en el mundo real. Para ello se comparan los resultados obtenidos con los de experimentos realizados con huesos reales, los cuales, fueron sacados de artículos de revista.

1.2. Objetivos

El presente trabajo tiene como objetivo la realización de un modelo que recree de una forma fidedigna el comportamiento biomecánico de un fémur humano. Para ello se tendrán en cuenta tres situaciones que se dan a lo largo de nuestra vida cotidiana, como el simple hecho de estar de pie, el hecho de caer de lado hacia atrás y la caída sobre el trocánter mayor [1,2].

Para ello se emplearán dos programas de diseño y análisis por ordenador, HYPERMESH, el cual se usará para distinguir las capas de los materiales a la hora de ser mallados en elementos tetraédricos, y ABAQUS, el cual, emplea el método de los elementos finitos para resolver el problema en cuestión. En este programa también se probarán distintas leyes de comportamiento, las cuales, aplicaremos a los dos materiales en los que se divide principalmente el hueso (cortical y trabecular). La finalidad de dicha simulación será ver cuál es la combinación de leyes que se ajusta mejor a la realidad en las situaciones anteriormente descritas.

En resumen, este proyecto busca: crear un modelo que reproduzca fielmente la realidad, estudiar el comportamiento mecánico del hueso en diferentes situaciones y probar diferentes modelos de comportamiento.



Capítulo II:

El fémur humano

2.1. Funcionalidad del fémur

El fémur es el hueso más largo del cuerpo humano, es necesario para aportar resistencia y estabilidad. Es sólido, denso e inflexible y constituye la mayor parte de la longitud de la pierna. El fémur es el responsable de sostener el peso del cuerpo en las actividades que el hombre realiza en su vida cotidiana en las cuales necesita soportar peso.

En su parte inferior conecta con la tibia dando lugar a la articulación de la rodilla. En su parte superior se une con el acetábulo formando la articulación en la cadera.

El fémur crece y se alarga durante la infancia y la adolescencia, de esta forma aporta gran parte de la estatura de un individuo al alcanzar la edad adulta [7].

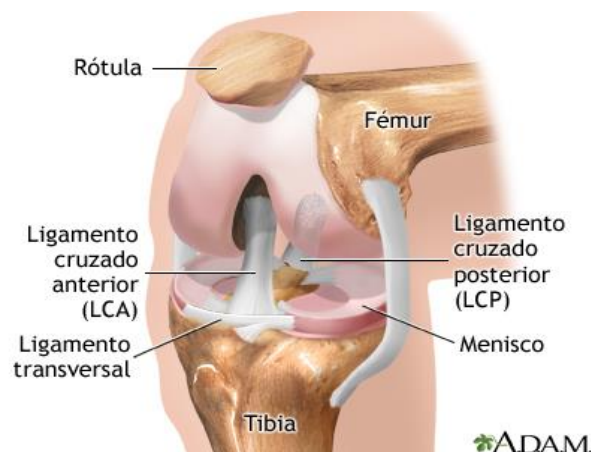


Figura 1: Unión de la parte inferior del fémur con la tibia mediante la rótula [8].

Al observar la figura 1 se puede apreciar la articulación de la rodilla, la cual, sirve como unión entre el fémur y la tibia. Por otra parte, en la siguiente figura se muestra la articulación de la cadera.

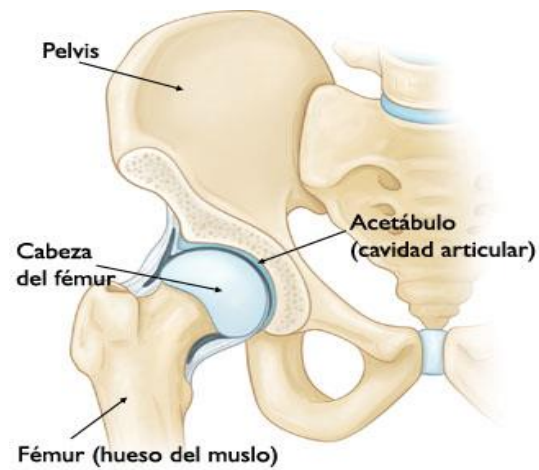


Figura 2: Unión de la parte superior del fémur donde se puede observar la unión de la cabeza con el acetábulo para formar la articulación cadera [9].

2.2. Composición del fémur

El fémur es un hueso formado por distintos tipos de tejidos, entre ellos se encuentran los siguientes:

-Tejido óseo: es el principal tejido de sostén del cuerpo humano. Forma los huesos del esqueleto, en este caso del fémur. Está formado por diferentes tipos de células:

- **Osteocitos:** son células alargadas que presentan numerosas prolongaciones citoplasmáticas. Éstas se encuentran en las llamadas lagunas óseas y se comunican entre sí por los conductillos óseos.

Su citoplasma presenta ergastoplasma, aparato de Golgi y puede presentar lisosomas. Los osteocitos son capaces de sintetizar y de reabsorber componentes de la matriz ósea [10].

A continuación se muestra el proceso que siguen los osteocitos en un orden cronológico:

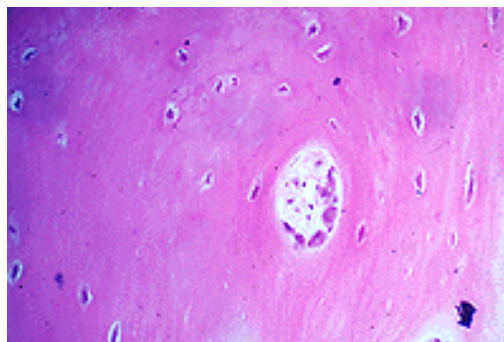


Figura 3: El osteocito se encuentra situado en la laguna ósea [10].

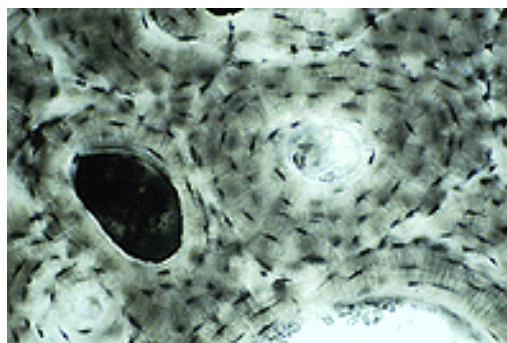


Figura 4: El osteocito proyecta sus prolongaciones citoplasmáticas por los canaliculos [10].

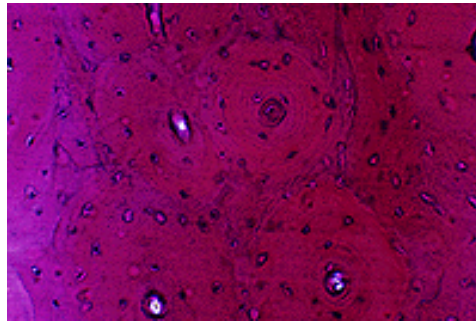


Figura 5: El osteocito, una vez dentro de los canaliculos toma contacto con las prolongaciones de osteocitos vecinos mediante uniones de comunicación [10].



Figura 6: El osteocito toma contacto con células de revestimiento óseo bañadas en tejido tisular del tejido conjuntivo que rodea a los capilares sanguíneos [10].

- **Osteoblastos:** son unas células diferenciadas cuya función es sintetizar todos los componentes de la matriz ósea, en la cual se encuentran el colágeno y la sustancia fundamental ósea. Cuando están en funcionamiento tienen forma de cubo. Los osteoblastos son células polihédricas formadas por numerosas prolongaciones citoplasmáticas.

Los osteoblastos participan en el proceso de mineralización de la matriz ósea orgánica. Por último queda decir que estas células tienen dos finales posibles, uno sería pasar a ser osteocitos y el otro pasar a formar células de revestimiento óseo [11].

Al igual que en los osteocitos, se verán los procesos que tienen lugar en los osteoblastos:

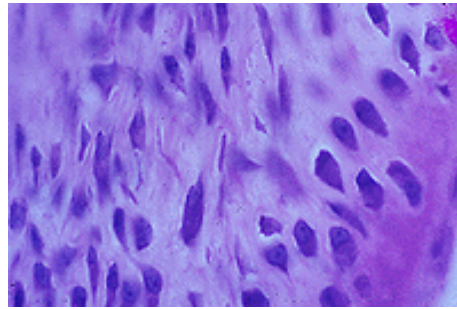


Figura 7: Los osteoblastos cuando están a pleno rendimiento tienen forma de cubo y un citoplasma basófilo [11].

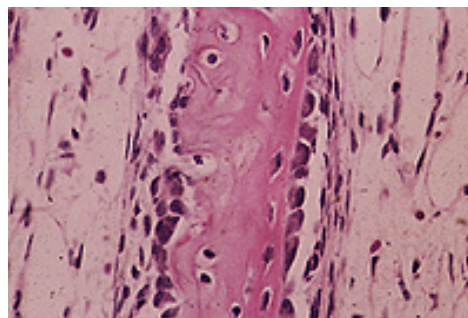


Figura 8: Matriz intercelular preósea u osteoide [11].

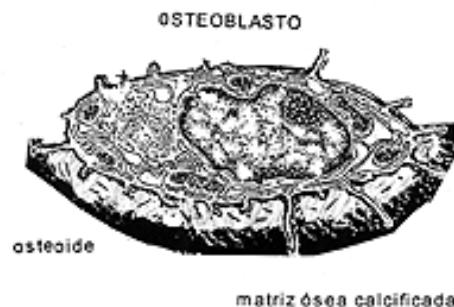


Figura 9: Los osteoblastos se asocian mediante uniones de comunicación con prolongaciones similares a los osteoblastos vecinos [11].

- **Osteoclastos:** son células móviles multinucleadas que tienen la función de destruir hueso. Su función consiste en liberar calcio del mismo. Estas células se encuentran adosadas a la superficie del tejido óseo. Contienen numerosos lisosomas y en la superficie del osteoclasto en contacto con la matriz se distinguen dos zonas:

- Zona clara o anillo externo: especialización de la superficie celular, en ella la membrana se une al hueso que delimita el área que se va a reabsorber.
- Región central o borde estriado: presenta profundos repliegues de la superficie celular bajo los cuales se encuentran lisosomas, mitocondrias, cisternas de Golgi y ergastoplasma [12].

A continuación se muestra el proceso que siguen los osteoclastos de forma cronológica:

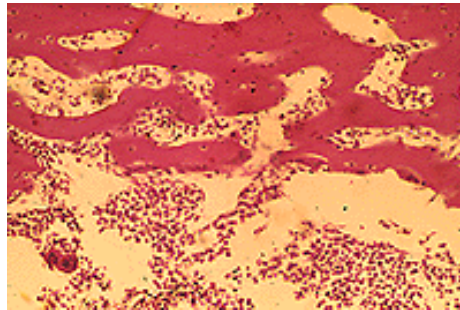


Figura 10: Los osteoclastos se encuentran asociados a la superficie de tejido óseo que debe ser removido [12].

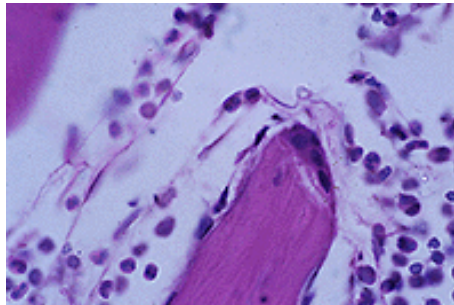


Figura 11: En la superficie del osteoclasto en contacto con la matriz a remover se observan dos zonas diferentes: zona clara y la región central [12].

Dentro del tejido óseo se observa la matriz ósea, la cual está formada por osteocitos más las fibras de colágeno más las sustancias inorgánicas (25% materia orgánica, dentro de la materia orgánica hay un 10% de sustancia intercelular y un 90% de fibras de colágeno, y 75% materia inorgánica).

La matriz ósea está formada por unas laminillas que rodean a unos canales llamados conductos de Havers u osteonas. Estos conductos paralelos al eje longitudinal del hueso son atravesados por vasos sanguíneos, que nutren las células del hueso, y por nervios, que los sensibilizan. Cada osteona está formada por unas láminas tejido óseo compacto que rodean al canal de Havers [13].

En la diáfisis de los huesos largos, como es el fémur, los sistemas de Havers se organizan de forma cilíndrica verticalmente a lo largo del hueso.

Los conductos de Havers se comunican transversalmente por los conductos de Volkman [14].

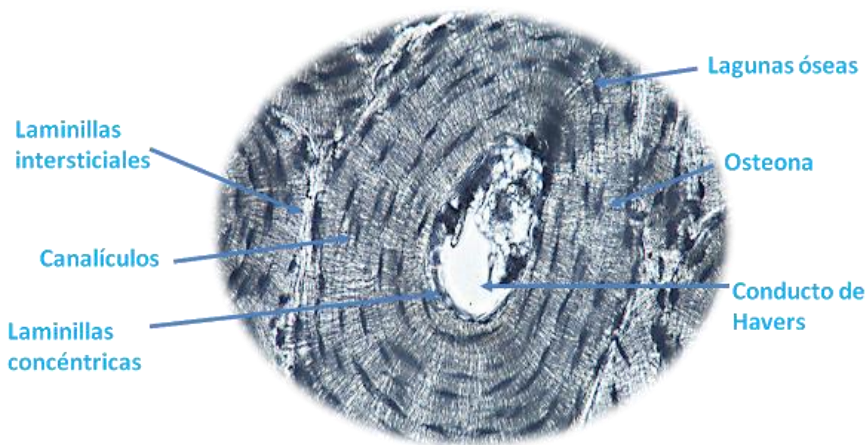


Figura 12: Imagen de una osteona o conducto de Havers [15].

En el tejido óseo del fémur se puede apreciar dos tipos muy diferentes entre sí. Son los siguientes:

- Tejido óseo esponjoso o trabecular: En él, las laminillas concéntricas se encuentran más separadas dejando huecos en los que se encuentra una lámina esponjosa y muy vascularizada. En este tipo de tejido se encuentra la médula ósea roja, la cual es responsable de la fabricación de los glóbulos rojos óseos. El tejido óseo esponjoso se encuentra en la epífisis.
- Tejido óseo compacto o cortical: En él, las laminillas concéntricas se encuentran muy juntas, al estar tan juntas la sustancia intercelular es muy compacta y no quedan huecos. En el tejido óseo cortical se encuentra la médula ósea amarilla o

tuétano, lo hace formando parte de la sustancia intercelular. Este tejido se encuentra en la diáfisis.

Situada entre la epífisis (donde se encuentra en tejido óseo esponjoso, en los extremos del fémur) y la diáfisis (donde se encuentra el tejido óseo compacto, en la zona intermedia del fémur) se encuentra la metáfisis. La metáfisis es la zona ósea de los huesos largos en la que se encuentra el foco de crecimiento de los mismos [16].

El tejido óseo esponjoso y el tejido óseo compacto no se diferencian en su composición química, solo se diferencian en su densidad volumétrica (una masa de tejido óseo esponjoso ocupa mayor volumen que la misma en el tejido óseo compacto).

De la composición del tejido óseo del fémur, por último queda mencionar los elementos químicos que aparecen en él: Hidrógeno (H, 3,4%), Carbono (C, 15,5%), Nitrógeno (N, 4%), Oxígeno (O, 44%), Magnesio (Mg, 0,2%), Fósforo (P, 10,2%), Azufre (S, 0,3%), Calcio (Ca, 22,2%) y otros que aparecen en menor medida (0,2%) como puede ser el colágeno óseo y el mineral óseo. El colágeno óseo es menos denso que el mineral óseo, funciona como una especie de pegamento del mineral óseo y da elasticidad a los huesos [17].

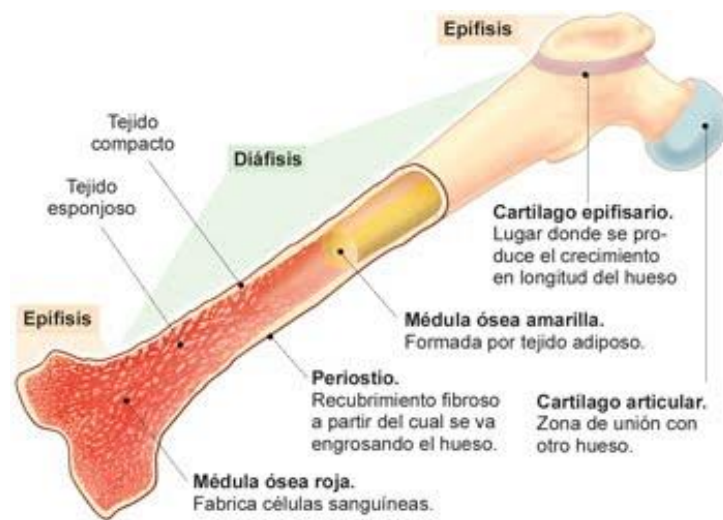


Figura 13: Imagen que muestra la epífisis y diáfisis del fémur [18].

-Tejido conjuntivo: este tejido sirve para unir entre sí distintos tejidos. Está constituido por células, sustancia intercelular y fibras. En el fémur aparecen dos tipos de tejido conjuntivo: el periostio (recubre el hueso) y el pericondrio (recubre el cartílago).

- El tejido conjuntivo que aparece tanto en el fémur como en el resto de huesos largos y planos del cuerpo, es **el periostio**.

Es una membrana fibrosa que rodea al hueso y que contiene vasos sanguíneos que nutren al hueso y nervios que lo sensibilizan, éste no se encuentra a nivel de las articulaciones, esto se debe a que solo rodea el tejido óseo compacto o cortical, es decir, la zona de la diáfisis (situada en la zona intermedia del fémur). El periostio es imprescindible para asegurar el crecimiento del hueso y el buen funcionamiento del sistema vascular. Además, también protege al hueso transmitiendo informaciones sobre dolores y fracturas del mismo. En caso de que se produjera una fractura el periostio se encarga de consolidar y reparar el hueso.

El periostio está formado por dos capas, una capa externa fibrosa y una capa interna de recambio:

- Capa externa fibrosa: Está compuesta de fibroblastos que son las células más comunes y menos especializadas del tejido conjuntivo. Su función es la síntesis y el mantenimiento de la matriz extracelular, es imprescindible para mantener la integridad del tejido conjuntivo. También tiene la capacidad de cicatrizar ya que cuando ocurre daño tisular se produce la mitosis de fibroblastos y se estimula la formación de colágeno, que aísla el tejido y favorece su reparación. El fibroblasto tiene gran capacidad de diferenciación hacia el resto de células del tejido conjuntivo [19].
- Capa externa de recambio: Esta capa contiene células osteogénicas que se transforman en osteoblastos. Estos son los responsables del crecimiento en grosor del hueso. Cuando se produce una fractura en el hueso, las células osteogénicas se transforman en osteoblastos y condroblastos que van a intervenir en el proceso de sanación.

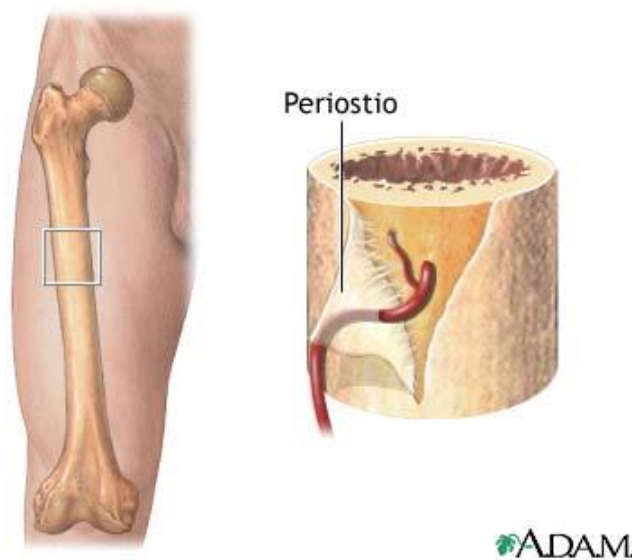


Figura 14: Imagen del periostio del fémur [20].

- En las zonas cartilaginosas del fémur también se encuentra otro tipo de tejido conjuntivo: **el pericondrio**.

El pericondrio es el tipo de tejido conjuntivo que recubre a los cartílagos, dado que éstos son avasculares (no tienen vasos sanguíneos), el pericondrio posee unos vasos sanguíneos que proporcionan sustancias nutritivas al cartílago. Además, el pericondrio funciona como fuente de sustancias cartilaginosas nuevas.

El pericondrio está formado por dos capas, una externa y otra interna:

- Capa externa o fibrosa: posee fibras de colágeno, fibroblastos y fibrocitos.
- Capa interna o condrógena: posee condroblastos (células encargadas de la formación de la matriz cartilaginosa).

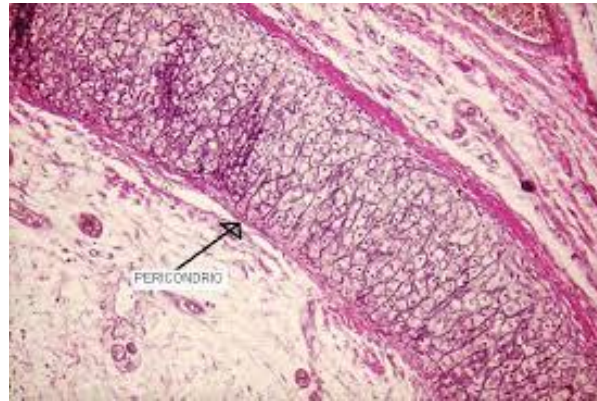


Figura 15: Imagen del pericondrio [21].

-Tejido cartilaginoso: el tejido cartilaginoso forma parte del esqueleto que sostiene las partes blandas del cuerpo. Sus células son los condrocitos, células ovaladas que se alojan en los huecos que deja la sustancia intercelular (pueden encontrarse en forma aislada o en grupos). Este tipo de tejido tiene mucha sustancia intercelular, numerosas fibras de colágeno y algunas de elastina. En el fémur aparecen dos cartílagos:

- **Cartílago epifisario**: como su propio nombre indica, éste se da debido a la conjunción de la epífisis y la diáfisis del fémur. Con el desarrollo de este cartílago el hueso aumenta de longitud.
- **Cartílago articular**: es una delgada capa de cartílago hialino (cartílago de sustancia intercelular granulada, homogénea y transparente, con escaso tejido fibroso) en la superficie articular del fémur [22].

2.3. Definición y Partes del fémur

Tal y como se ha mencionado anteriormente el fémur es el hueso más largo, fuerte y voluminoso del cuerpo humano y como en todo hueso largo lo que se hará será dividirlo en diferentes partes. La principal función del fémur es soportar la mayor parte del peso corporal durante gran parte de las actividades de nuestra vida rutinaria.

Estas partes son:

- **La diáfisis femoral o cuerpo:** Esta parte se extiende desde un plano horizontal debajo del trocánter menor, hasta la zona esponjosa supra condilea. Tiene forma de prisma triangular con bordes redondeados. Presenta tres caras: cara anterior, cara lateral y cara medial. La cara lateral y la medial se unen en la línea áspera que se sitúa en la zona posterior. La diáfisis tiene una concavidad posterior y presenta una inclinación de lateral a medial y de arriba hacia abajo.

La línea áspera, hacia arriba forma tres ramas: una hacia el trocánter mayor, otra al trocánter menor y otra que se sitúa en medio de las dos, respectivamente se encuentran insertados el glúteo mayor, la cabeza medial del cuádriceps y el pectíneo.

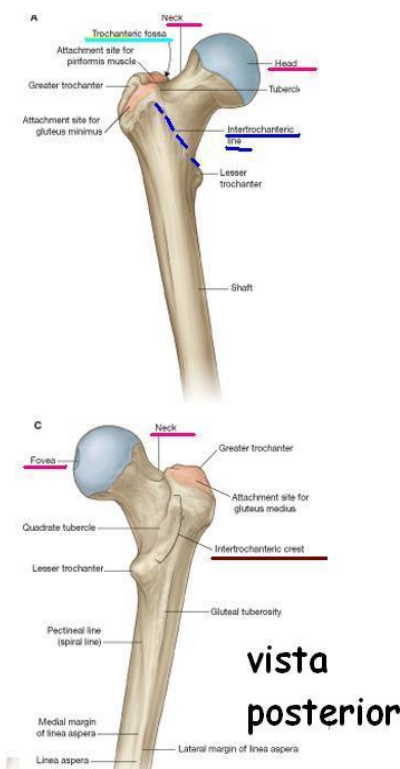
Además la línea áspera presenta un labio lateral y un labio medial, y entre ellos se sitúa un intersticio que actúa como canal, respectivamente se insertan la cabeza lateral del cuádriceps y la cabeza corta del bíceps femoral, músculos abductores y cabeza medial del cuádriceps [23].

- **Trocánter mayor o cabeza femoral:** es una de las dos apófisis que presenta el fémur, es muy aplanada transversalmente, se sitúa en la zona más externa y debajo de la cabeza articular. En su cara más externa se sitúa la cresta del glúteo mediano donde se inserta este músculo. Por otro lado, en su cara interna se encuentra la cavidad digital donde se sitúan los músculos géminos, obturador interno y obturador externo.

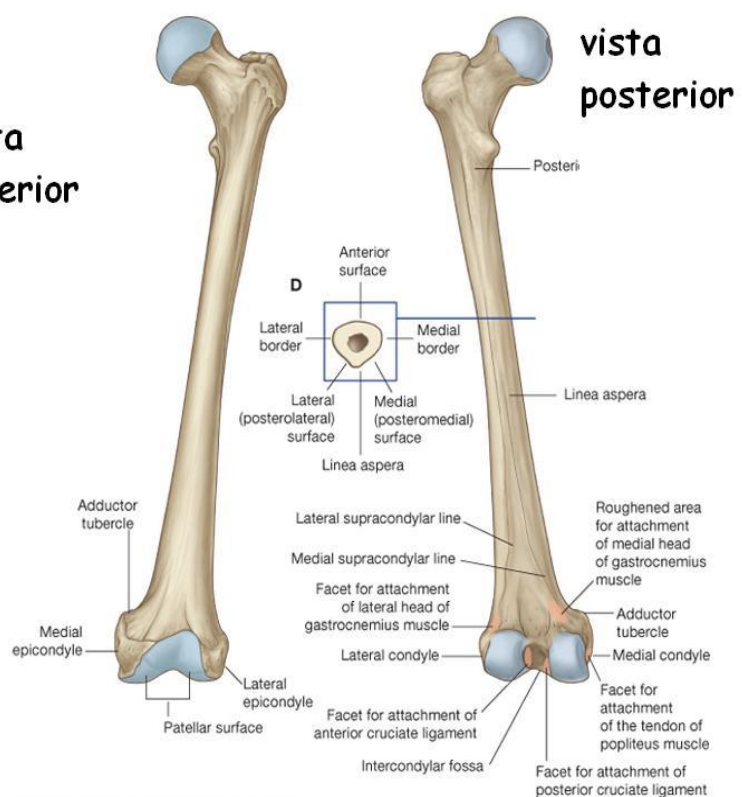
- **Trocánter menor:** es la otra apófisis del fémur. Es una apófisis cónica, en ella se encuentra insertado el músculo psoas-ilíaco.

Ambos trocánteres están unidos por las líneas intertrocanterianas. Hay dos tipos:

- Línea intertrocanteriana situada en la parte anterior, en la que se sitúa el ligamento íleo-femoral.
- Línea intertrocanteriana situada en la parte posterior, en la que se sitúa el músculo cuadrado femoral.



Drake: Gray's Anatomy for Students, 2nd Edition.
Copyright © 2009 by Churchill Livingstone, an imprint of Elsevier, Inc.



Drake: Gray's Anatomy for Students, 2nd Edition.
Copyright © 2009 by Churchill Livingstone, an imprint of Elsevier, Inc. All rights reserved.

Figura 16: Partes del fémur [23].

En la siguiente imagen se puede observar la manera en la que se han modelado los distintos materiales que componen el hueso, la capa externa (verde) sería la equivalente al cortical mientras que la interna (rosa) se correspondería con el tejido esponjoso o también llamado trabecular, el cual se considerará en este documento por simplicidad que recorre todo el interior del fémur y el espesor que tendrá la capa cortical será de 3 mm [24,25].

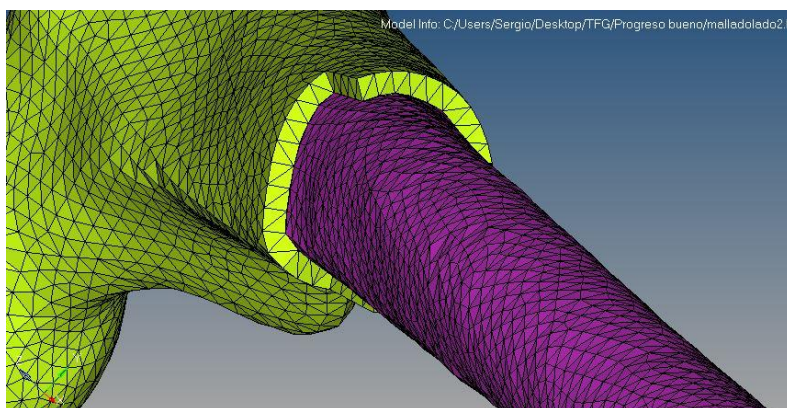


Figura 17: Distinción de las capas cortical y trabecular del fémur tomada del mallado del modelo en HYPERMESH.

2.4. Osteoporosis

La osteoporosis es una patología que afecta a los huesos de forma que disminuye la densidad de su tejido óseo. De hecho se podría decir que es un tejido vivo que se reemplaza constantemente por tejido nuevo, entonces llega un momento que el organismo no es capaz de producir suficiente tejido nuevo y es entonces cuando se habla de esta enfermedad, la cual debilita los huesos y los hace más frágiles y propensos a fracturas. Ésta como hemos mencionado antes suele darse en pacientes ancianos y es por eso por lo que éstos son más propensos a romperse los huesos al más mínimo golpe o caída.

Las mujeres en edad avanzada son las más propensas a sufrir osteoporosis, casi el 50% de las mujeres y el 25% de los hombres de más de 50 años sufren la fractura de algún hueso debido a esta patología.

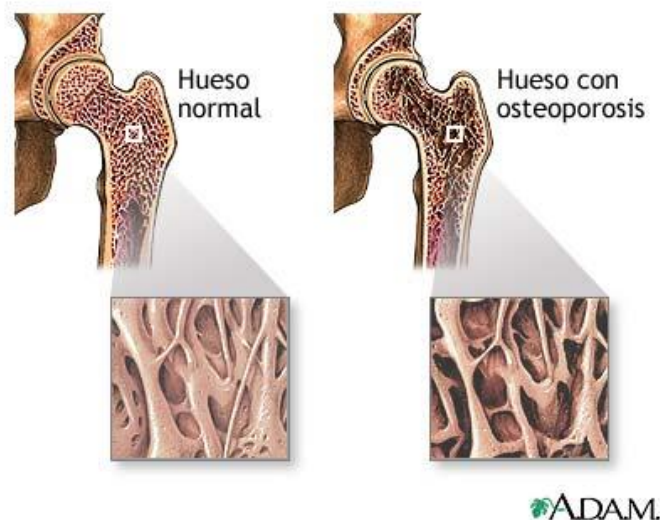


Figura 18: Comparativa entre un fémur con osteoporosis y otro sano [26].

2.4.1. Diagnóstico

La osteoporosis es una enfermedad difícil de percibir, el individuo que la sufre no suele darse cuenta hasta que se fractura el hueso. Al ser una enfermedad asintomática, hasta que aparecen las complicaciones óseas es necesario un diagnóstico

precoz, éste viene regido por una historia clínica y hay que estudiar los factores genéticos, nutricionales, ambientales, factores de riesgo y analizar los marcadores bioquímicos de edad ósea y un examen de densidad mineral ósea. Así se puede controlar la salud de los huesos.

Antes de nada es necesario realizar una exploración física en la que hay que ver si se ha producido una disminución en la talla del individuo, aparte, es muy útil hacer radiografías del perfil de la columna lumbar y dorsal para detectar fracturas en las vértebras. Para poder diagnosticar osteoporosis a un paciente antes de que le aparezcan síntomas se puede realizar una densitometría para medir los niveles de minerales en los huesos.

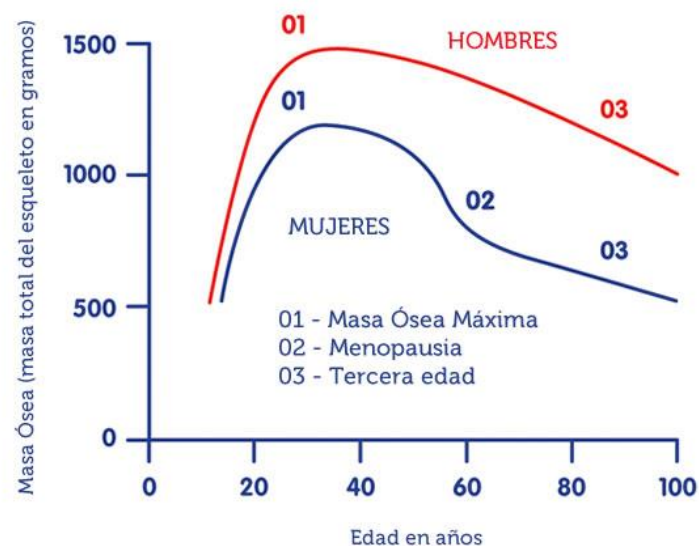


Figura 19: Gráfico que muestra la pérdida de masa ósea tanto en hombres como mujeres con el paso del tiempo [27]

Como bien se puede apreciar en la gráfica, los hombres tienen una mayor cantidad de masa ósea frente a las mujeres, esto se debe a que el hombre durante sus años de crecimiento desarrolla un esqueleto de mayor envergadura. También se ve que la mujer presenta un descenso vertiginoso de masa ósea con la aparición de la menopausia [27].

Para tener unos huesos resistentes y no sufrir este tipo de enfermedades es muy importante incluir en la dieta alimentos con vitamina D, vitamina C, vitamina K, magnesio. Al incluir en nuestra alimentación estas sustancias se producen unas reacciones metabólicas con las que evitamos que se produzca la reabsorción de calcio del hueso.

2.4.2. Factores de riesgo

El riesgo a padecer osteoporosis viene determinado por el nivel máximo de masa ósea en la edad adulta y el descenso que se produce al adentrarse en la vejez. Entre los factores de riesgo se observan los siguientes:

- El envejecimiento.
- Las personas delgadas.
- También hay que resaltar el riesgo debido a tener antecedentes familiares con osteoporosis, factores genéticos y hereditarios. Los hijos de personas con esta patología adquieren una masa ósea inferior que los que tienen padres sanos.
- La desnutrición y la mala alimentación (es necesaria una dieta rica en vitamina D y calcio para tener huesos fuertes).
- La falta de ejercicio físico.
- La administración de algunos fármacos como glucocorticoides, hormonas tiroideas y medicamentos anticonvulsivos.
- En mujeres aumenta el riesgo al llegar la menopausia, esto se debe a que la desaparición de la función ovárica provoca un aumento de la reabsorción ósea.
- Pérdida de densidad ósea.
- Fragilidad previa debido a fracturas anteriores.
- Fumadores.
- Personas de raza blanca y oriental.

Diferentes estudios han demostrado que durante la tercera edad se pierde un 1% de masa ósea por año aunque la mujer pierde entre un 3 y un 5% anual con la aparición de la menopausia. Además de perder masa ósea también hay que tener en cuenta que el número de fracturas se dispara ya que con la vejez se pierde fuerza muscular, visión,...

debilitando al anciano y provocando que tenga más caídas y golpes que una persona joven. También se ha observado que, aunque las mujeres pierden más masa ósea debido a la menopausia, los hombres sufren más fracturas, sobre todo de cadera, por osteoporosis. Es por esto que las personas deben tener muy en cuenta los factores de riesgo como tratamiento preventivo.

2.4.3. Síntomas

La osteoporosis a menudo no presenta síntomas aunque en ocasiones las fracturas que provocan son invalidantes o incluso letales, sus síntomas son:

- Deformidades en la columna vertebral.
- Debilidad de los huesos que los hace propensos a sufrir fracturas.
- Dolor y molestias en músculos y en el cuello.
- Pérdida de peso y talla.

2.4.4. Tipos

Existen distintos tipos de osteoporosis:

- **Osteoporosis primaria:** hay dos subtipos dentro de la osteoporosis primaria:
 - **Osteoporosis postmenopáusica:** este tipo se da en mujeres cuyo cuerpo ha dejado de producir estrógenos de forma natural con la aparición de la menopausia. Normalmente los síntomas aparecen en estas mujeres entre los 50 y 75 años de edad aunque también pueden aparecer antes o incluso después.
 - **Osteoporosis senil:** se da en ancianos normalmente después de los 70 años de edad, aparece debido a una deficiencia de calcio relacionada con la edad y un desequilibrio entre la velocidad de degradación y de regeneración ósea. Este tipo de osteoporosis es el doble de frecuente en mujeres que en hombres.

Los factores de riesgo en la osteoporosis primaria son: la predisposición genética o hereditaria, estado hormonal del sujeto (aparición tardía de la primera menstruación o una precoz aparición de la menopausia) y estilos de vida poco saludables (alimentación que carece de calcio o tiene excesivos fosfato, como la comida rápida o algunos refrescos), realizar poco ejercicio físico y tomar algunos tóxicos alimenticios (como son el alcohol y el café).

- **Osteoporosis secundaria:** puede darse debido a ciertas enfermedades como la insuficiencia renal crónica y algunos trastornos hormonales, o a consumir determinados fármacos de forma prolongada como son los corticosteroides, anticonvulsiantes, barbitúricos y excesivas cantidades de hormona tiroidea.

Los factores de riesgo para que se produzca una osteoporosis secundaria son: consumo de cortisona, dosis elevadas de hormonas tiroideas y los trastornos alimentarios crónicos como afecciones pancreáticas o intestinales [28,29,30,31].

2.5. Tipos de fractura

Al tener la cadera y el fémur unidos mediante la cabeza femoral es lógico pensar que al estar de pie una de las reacciones verticales que se producirá será en esa zona y cargará con parte del peso del cuerpo. Además al estar la cadera unida a esta parte, también será lógico suponer que la carga debida a caída lateral también debería ser aplicada en la cabeza, puesto que, es la zona del fémur que recibirá la fuerza producida sobre la cadera y sobre él mismo.

Otros tipos de fractura muy importantes que se dan en el fémur podrían ser los siguientes:

- Fractura de la cabeza femoral

Es debida normalmente a traumatismos de alta energía y a menudo se acompaña con una dislocación de la articulación de cadera.

- Fractura de cuello femoral

Este tipo de fractura, conocida comúnmente como fractura de cadera, es una lesión característica de la vejez y pueden tener que ver con la osteoporosis. Indica una fractura en la zona del cuello, la cual está delimitada entre la cabeza y el trocánter mayor. Se debe principalmente a caídas en las que el golpe se realiza en la cadera.

Este tipo de fractura se produce entre 2 y 5 centímetros de distancia de la articulación de la cadera. Puede tener unas consecuencias muy graves ya que a menudo la ruptura impide el paso de sangre al trocánter mayor [32].

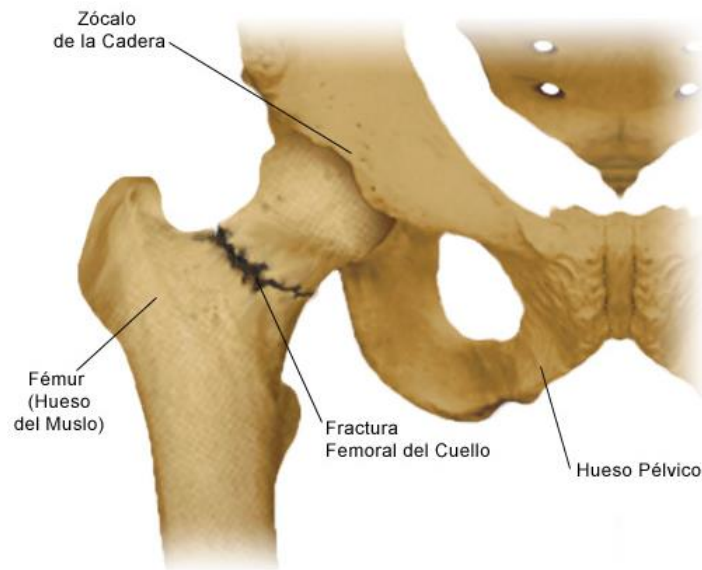


Figura 20: Fractura del cuello femoral [32].

- Fractura intertrocanterea

Este tipo indica que hay una fractura a lo largo de la línea intertrocanterea, la cual se sitúa entre el trocánter mayor y menor. Está relacionado con la fractura de cadera, siendo la que más se da en la mayor parte de la población. Su tratamiento no debería ser ningún problema siempre que el paciente este saludable.

Este tipo de fractura se produce a una distancia de entre 7 y 10 centímetros de la cadera. La ruptura intertrocanterea no impide el paso del flujo de sangre por lo que es más fácil de solucionar [32].

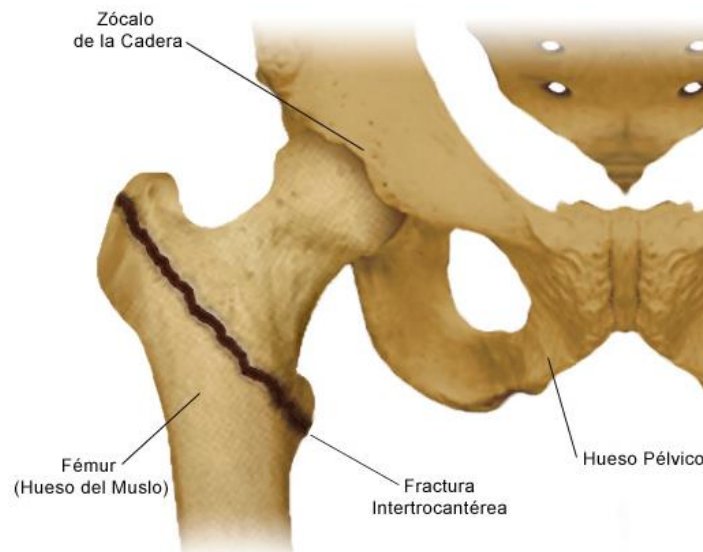


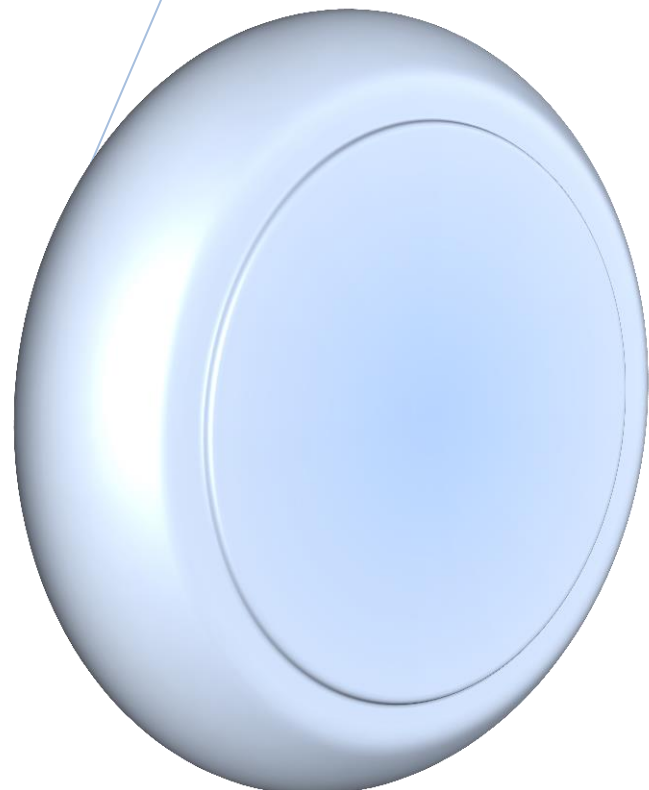
Figura 21: Fractura a lo largo de la línea intertrocanteriana [32].

Tal y como se puede observar en la imagen una caída podría causar una fractura intertrocantérea.

- Fractura subtrocantérica o diáfisis femoral

Esta puede darse desde el trocánter menor hasta la diáfisis femoral. Este tipo suponen entre el 10 y el 15 % de las fracturas de cadera y se deben a un traumatismo de gran calibre.

En este documento como se ha dicho anteriormente, una de las cargas en las que nos centraremos será la caída lateral hacia atrás (más conocida como rotura de cadera). Esta se suele dar en pacientes ancianos con mayor frecuencia debido a que sus huesos son más débiles (osteoporosis) que en personas de una edad menor. Es por esto, que una fractura femoral es muy difícil que se produzca en un sujeto joven, además este último tiene mejor equilibrio y fuerza muscular.



Capítulo III:

Generación del modelo numérico

En esta parte se procede a generar un modelo válido para poder simular posteriormente las tres situaciones a las que se hace referencia al principio de este proyecto. Para ello se usó un archivo CAD de un fémur humano real, el cual, fue digitalizado por medio de un escáner. La dificultad de esto residía en que una vez escaneado el hueso a un archivo .igs, que leen la mayoría de los programas de diseño mecánico por ordenador, era una única parte (fija y sólida), por lo que hubo que acondicionarla para poder aplicar los diversos materiales y mallarlo de forma acorde.

Para la realización de todo esto se probó con ABAQUS (programa que se empleará para la obtención de resultados en las simulaciones que se realizarán en este proyecto), el problema fue que ABAQUS al intentar hacer el offset para la separación de las capa cortical y trabecular falló debido a la complejidad de la figura empleada.

Hay que destacar que dicho offset se estableció en un valor de aproximadamente 3mm de espesor para la capa cortical, aun sabiendo que no es así a lo largo de todo el hueso, sino que ésta irá variando la profundidad del cortical a lo largo de toda la estructura ósea. Se decidió simplificarlo y decir que mantenía ese espesor a lo largo de todo el hueso ya que de esta forma se pueden obtener resultados muy cercanos a la realidad según se puede observar en [24,25]. Además para realizar esa tarea se necesitarían herramientas más potentes e informes más precisos sobre el hueso original.

Para la realización de esta tarea se terminó recurriendo a un programa más especializado en el mallado de piezas llamado HYPERMESH, el cual, se analizará más adelante en detalle.

Una vez generadas las dos capas y malladas de una forma independiente, se procede a establecer las propiedades y las condiciones de contorno en el programa ABAQUS. Para ello necesitaremos principalmente:

- Generar los materiales y asignarlos a las distintas capas.

- Establecer las uniones correspondientes para las distintas capas, ya que por defecto están separadas y actúan de forma independiente.

-Generar la zona de actuación de la carga, así como la posición del fémur mediante el modulo “Assembly” para recrear las situaciones de caída que veremos más adelante.

-Establecer el valor y dirección de la Fuerza aplicada en la zona descrita en el apartado anterior.

-Empotrar la parte final del hueso, previamente cortado a $1/3$ de L en HYPERMESH de acuerdo con el artículo [1].

Una vez hechos todos estos pasos se procede a simular el caso mediante el modulo “Job”, y una vez haya terminado, a la visualización de los resultados en “Visualization”. Una parte importante para la rapidez del proceso será generar un archivo CAE distinto para cada una de las orientaciones del fémur y así no tener que repetir todo el proceso.

Otro aspecto importante a tener en cuenta es la necesidad de poseer un buen mallado para la realización de todo lo descrito en los párrafos anteriores. Para lo cual, se simulaban mallas tetraédricas de diversos tamaños con el fin de obtener un mallado óptimo y así conseguir un modelo con offset [24,25] que ya posea dicho tamaño de elemento. Por último se comparan los resultados con [1] y se determina si el modelo inicial es válido para la simulación de todos los demás casos. Todos estos apartados serán tratados en detalle en los puntos siguientes del informe.

3.1. Programas a utilizar

En este apartado se describen los dos programas necesarios para la elaboración de los resultados que se pueden ver al final de este informe. Cabe decir que ambos programas son punteros en la simulación asistida por ordenador siendo usados por empresas del sector de la ingeniería industrial.

3.1.1. Altair HYPERMESH

Es un programa de ingeniería asistida por ordenador o dicho en su expresión inglesa “Computer Aided Engineering” (CAE), el cual se dedica a ofrecer una interfaz gráfica para el pre-procesado de modelos de elementos finitos.

HYPERMESH permite a los ingenieros generar mallas de alta calidad con la máxima precisión en el menor tiempo posible. Un conjunto completo de herramientas de edición de geometría ayuda a preparar eficientemente modelos CAD para el proceso de mallado. Posee algoritmos de mallado de elementos tipo shell y sólido proporcionando un nivel completo de control, aunque también se pueden utilizar o ejecutar mallados en modo automático. Además, gracias a la tecnología BatchMeshing de Altair, hay cientos de archivos de mallas almacenadas, las cuales coinciden con los estándares definidos por el usuario. Por último, ofrece la mayor variedad de capacidades de mallado sólidas en el mercado, incluidos los métodos específicos de dominio como SPH, NVH o CFD mallado.

Ahora se procede a enumerar algunas de sus cualidades, como pueden ser:

- Modelado de geometría sólida y de superficies.
- Mallado con elementos tipo barra, placa y sólidos.
- Refresco automático de la malla en el caso de producirse un cambio en la geometría original.
- Generación automática de la superficie media de un sólido.
- Entorno de trabajo y generación de ficheros de entrada para diversos programas de cálculo mediante elementos finitos como pueden ser el caso de ABAQUS, ANSYS, RADIOSS, OptiStruct...[33]

3.1.2. Simulia ABAQUS

La suite de productos Abaqus Unified FEA (Finite Elements Analysis) ofrece soluciones potentes y completas para los problemas, ya sean de rutina o casos sofisticados de ingeniería. Además se puede decir que cubre un amplio ámbito de aplicaciones industriales. Por ejemplo, algunos de sus campos de aplicación, son los grupos de trabajo de la industria de ingeniería de automoción, que son capaces de considerar cargas completas de vehículos, de vibración dinámica, sistemas multicuerpo, impacto/choque, acoplamiento estático, térmico no lineal y acoplamiento acústico-estructural utilizando una estructura de modelo de datos común y una tecnología de solución integrada. Hoy en día, muchas de las mejores empresas del sector se están aprovechando de Abaqus Unified FEA para consolidar sus procesos y herramientas. Así de esta forma pueden reducir los costos e ineficiencias, y obtener una ventaja competitiva.

Como se ha descrito antes usa el MEF o FEA (Método de los elementos finitos) y todo programa que ejecute dicho método deberá contar con las siguientes tres fases:

- 1) Pre-procesado o modelado: Esta parte consiste en la creación de un archivo de entrada que contenga el diseño que se va a analizar posteriormente mediante el módulo de simulación de elementos finitos "solver".
- 2) Procesado: En esta fase se realizan todos los cálculos necesarios para la simulación del modelo de forma interna.
- 3) Post-procesado: ésta simplemente consiste en la representación visual de los resultados obtenidos en la simulación.

Además cabe destacar que ABAQUS permite la importación de modelos generados en otros programas CAD (Diseño asistido por ordenador) y simularlos mediante su módulo CAE que es precisamente lo que se hará en el presente trabajo. También posee otros módulos como es el caso de CFD (Computational Fluid Dynamics ó Dinámica de fluidos computacional) para poder simular el comportamiento que resulta del contacto de un fluido con una geometría dada (como puede ser el cálculo de

la aerodinámica de un coche o un tren) o a través de ella (caso resultante de simular por ejemplo una tubería) [34].

A continuación se describe levemente el método de los elementos finitos (MEF), el cual, como se ha comentado anteriormente es usado por los principales programas de análisis dentro del campo de la ingeniería mecánica, como puede ser el caso de ANSYS.

3.1.3. Método de los elementos finitos (MEF)

El MEF es un método numérico para la aproximación de soluciones de ecuaciones diferenciales parciales. Éste permite obtener una solución numérica de una forma aproximada sobre un cuerpo, estructura o dominio (medio continuo) en el que están definidas ciertas ecuaciones diferenciales, las cuales, ayudan a definir la situación concreta del problema. Después se divide todo en varios subdominios, a los que comúnmente se los llama “elementos finitos”. El conjunto de todos éstos forma una partición del dominio también denominada discretización. Dentro de cada elemento se distinguen una serie de puntos representativos llamados «nodos». Se puede decir que dos nodos son adyacentes si ambos pertenecen al mismo elemento finito. La agrupación de todos los nodos es lo que se denomina como “malla”.

Los cálculos que se realizan en dicha malla, son empleados también para discretizar el dominio. La generación de la misma se realiza usualmente con programas especiales llamados “generadores de mallas”, en una etapa previa a los cálculos que se denomina pre-proceso. Después se asigna los grados de libertad a los diversos nodos. La matriz de dicho sistema de ecuaciones se llama matriz de rigidez. El número de ecuaciones resultante de éste debe ser proporcional al número de nodos.

3.2. Análisis de la sensibilidad de la malla

En todo análisis de elementos finitos (MEF) es muy importante obtener una malla lo bastante refinada, ya que según el tipo de ésta o el tamaño se pueden obtener resultados muy diferentes, los cuales pueden inducir a error. Por esto, se analiza la malla en busca de una zona en la cual esté estabilizada y su cambio sea mínimo, es decir, obtener un buen equilibrio entre la precisión de los resultados y el tiempo computacional.

Para la sensibilidad de la malla lo que se hará será incrementar el tamaño de los elementos de 0,5 en 0,5 mm, así por tanto se empezará en 4mm y se irá hasta 1mm. Para la realización del mallado se usará el programa llamado HYPERMESH, el cual se usó también para la obtención del modelo final tal y como se ha descrito antes en la introducción del capítulo.

Para la resolución de este apartado no se usará el offset sino que se dará a todo el hueso las propiedades elásticas del cortical para simplificar y reducir de una forma considerable el tiempo del proceso de mallado y simulación. Para el análisis se empleó una carga normal orientada 8° respecto a la vertical y de aproximadamente un 75% del peso corporal (BW) del espécimen empleado (en este caso 75 Kg) [1].

Posteriormente se procederá a observar lo que varían los resultados en función del tamaño de la malla. De esta forma se determinará si ésta ha convergido y está lo suficientemente refinada para la obtención de los siguientes apartados de este proyecto.

Para ello podemos observar el desplazamiento (U) máximo obtenido con las diferentes mallas según el programa ABAQUS.

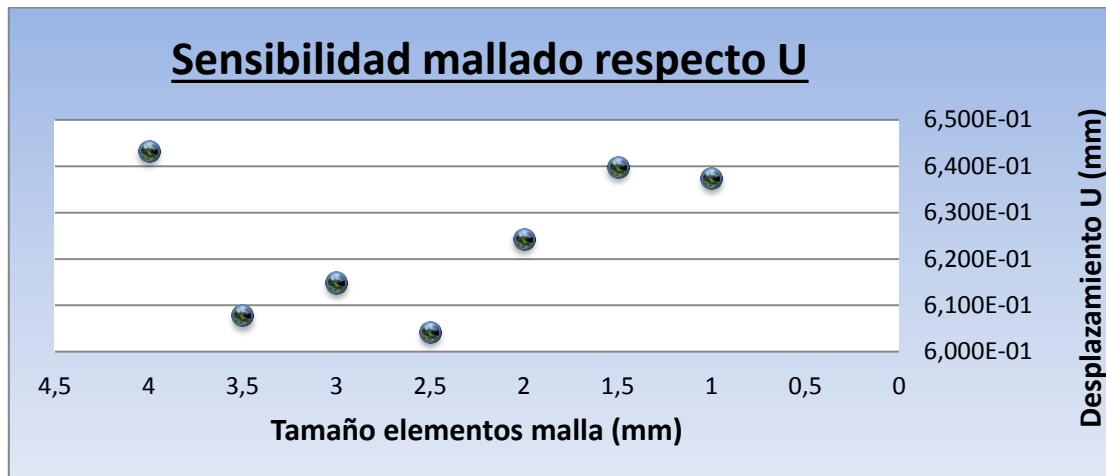


Figura 22: Gráfico de los desplazamientos máximos producidos en el fémur en función del tamaño de la malla.

En resumen, tal y como se puede observar vemos que la malla empieza a estabilizarse a partir de 1,5 mm y por tanto se puede decir que los resultados han convergido. Por todo esto se empleará dicho tamaño para hacer el mallado final con el que harán todas las simulaciones, pero esta vez con su correspondiente offset y asignando sus dos correspondientes materiales (cortical y trabecular).

Además se puede observar en la siguiente tabla que el número de elementos se ha visto ampliado considerablemente respecto del mallado inicial con un tamaño de 4mm para la base triangular de los tetraedros.

Tabla 1: Número de elementos en función del tamaño de la malla.

Tamaño de la malla (mm)	Número de elementos	Tiempo simulación (s)
4	20613	58
3,5	29593	60
3	43552	86
2,5	68005	130
2	116342	245
1,5	226730	450
1	570410	1513

Como se puede observar el tamaño de la malla ha pasado de ser de orden n a aproximadamente $27n$. En el caso de 1,5 mm se podría decir que se ha trabajado con una malla de aprox. $11n$, la cual se puede considerar válida puesto que como hemos dicho antes las mallas de 1,5 y 1 mm dan resultados sumamente parecidos.

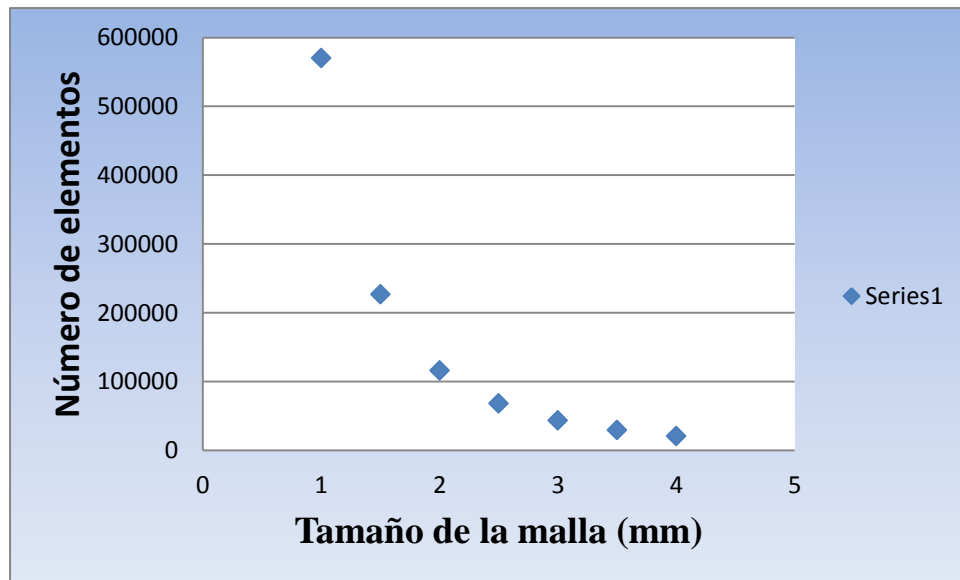


Figura 23: Representación del número de elementos en función del tamaño de la malla.

Si se observa la curva descrita por la malla en la figura superior se puede apreciar que el aumento de elementos dependiendo del tamaño de la malla sigue una curva de orden exponencial.

3.3. Generación del modelo

Una vez se ha validado el tamaño de la malla lo que se hace es obtener el offset para simular la capa cortical a 3mm según [24,25] y mallarlo con un tamaño de elemento de 1,5 mm, para el cuál, usando antes solo el cortical, había convergido.

Para la obtención de dicho offset se dispuso a realizar tres componentes en HYPERMESH, una interna para el trabecular y dos externas para el cortical. Debido a que el cortical fue dividido en dos partes hubo que volver a cerrar la estructura (mediante la herramienta “ruled”) y llevar a cabo el mallado.

La generación del mallado se llevó en dos fases, las cuales se repiten para cada una de las componentes generadas, y que son las siguientes:

- 1) Mallado en 2D: creando triángulos de lado 1,5 mm.
- 2) Mallado en 3D: generando tetraedros a partir de la base triangular.

La razón por la cual se escoge como figura representante de la malla el tetraedro es debida a que el tetraedro es la forma que mejor se adapta al tipo de estructura y el cual genera una malla y unos elementos más estructurados y uniformes.

Por último en HYPERMESH se borran los elementos sobrantes correspondientes a 1/3 de la longitud total del fémur por la parte inferior, debido a que en esta parte irá empotrado según [1] para su posterior validación.

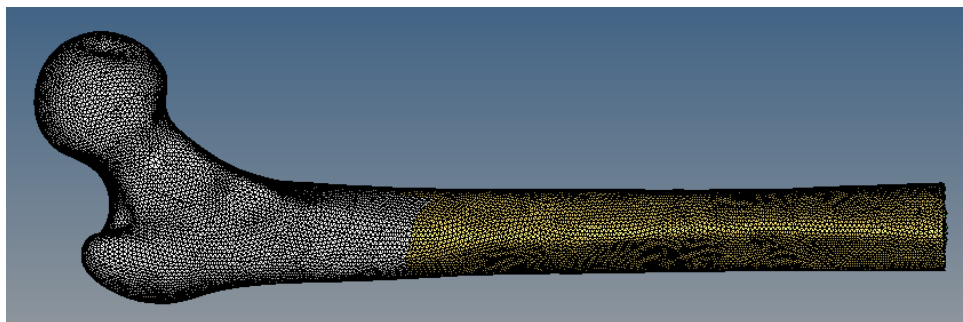


Figura 24: Fémur cortado a 1/3 de L (imagen sacada de HYPERMESH).

Una vez mallado y cortado se dispone a trasladarlo a ABAQUS como un archivo .inp para poder aplicarle las condiciones de contorno, cargas, materiales con sus respectivas leyes de comportamiento,...y posteriormente simularlo y comparar los resultados con los artículos.

Lo primero que se hace en ABAQUS una vez mudada la geometría es asignarle los materiales, que para este caso, como ejemplo, serán elásticos. Para ello se crean dos secciones homogéneas y se les asigna las propiedades del material cortical y trabecular como se puede ver en la siguiente tabla.

Tabla 2: Propiedades del hueso cortical y trabecular conforme a Ashman [35].

	Material Cortical	Material Trabecular
Módulo de elasticidad E (Gpa)	20	12,7
Coef. De Poisson ν	0,36	0,3

Tabla 3: Propiedades de la densidad cortical [36] y trabecular [42].

	Material Cortical	Material Trabecular
Densidad (Kg/m^3)	2100	1000

Una vez han quedado definidas las propiedades se asignan a los tres sets generados al importar el modelo .inp, de forma que los sets exteriores se les asignará las propiedades del cortical mientras que al interno se le asignará la del trabecular.

Después mediante el módulo “Interaction” se hacen las uniones tipo “tie” para fijar las tres componentes entre sí, ya que si no se separarían y actuarían de una forma totalmente independiente. De esta forma habrá que generar tres uniones puesto que tenemos tres componentes llamadas “lado 1”, “lado 2” e “interna”. Estas uniones serán:

- La cara interna del “lado 1” con la cara externa de la componente “interna”.
- La cara interna del “lado 2” con la cara externa de la componente “interna”.
- La superficie cortada que separa al hueso en dos lados: de esta forma habrá que unir la cara cortada del “lado 1” con la del “lado 2”.

En este mismo módulo de ABAQUS también se llevará a cabo un “coupling” para relacionar una carga concentrada con una superficie, de tal forma que en vez de ser una carga simple quede como una carga distribuida a lo largo de ésta, ya que así se genera un modelo más parecido a la realidad. Para ello se crea un punto de referencia en el cual se aplicará el vector carga y una superficie en la parte superior de la cabeza del fémur. Esto se suele hacer para evitar concentraciones de fuerzas en nodos, ya que suele dar problemas en las simulaciones de elementos finitos (MEF).

A continuación en “Step” se definen los incrementos que serán usados por el programa en la parte de análisis y el cual será usado también a la hora de definir las cargas. Después en “Load” se define una carga concentrada en un punto y la colocamos de la siguiente forma:



Figura 25: Superficie de aplicación de la carga normal.

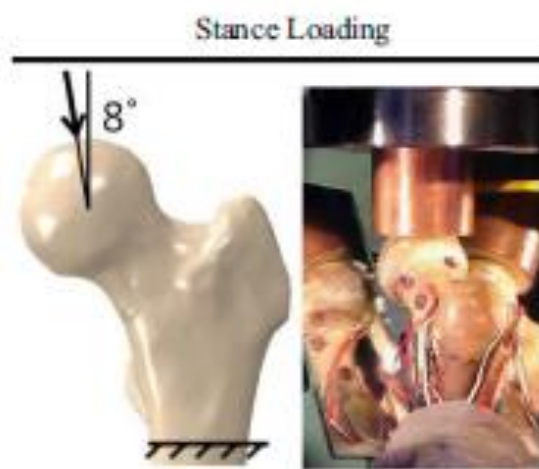


Figura 26: Colocación de la carga normal en la cabeza del fémur [1].

Esta carga habrá que meterla descompuesta según los ejes del programa para que forme el ángulo deseado y el valor indicado en el documento que se señala en la imagen, el cual es del 75% BW, teniendo en cuenta que el peso del espécimen estudiado es de 75Kg la carga total aplicada será de 551,25 N. Para cerrar el trabajo en este módulo de ABAQUS creamos un nuevo set cogiendo los puntos del final del fémur y los empotramos [1].

Por último se procede al módulo “Job” y se lanza el caso. Una vez haya terminado de simular en el módulo “Visualization” se pueden observar los resultados obtenidos para dicha situación. Los aspectos importantes a tener en cuenta serán la tensión de von Mises y el desplazamiento medido en mm y expresado en ABAQUS mediante “U”. Otro dato de interés será la deformación “E”, la cual, usaremos posteriormente para determinar si el material rompe o no, y cuyo valor límite se establece en 0,0061, de acuerdo con [1].

3.4. Validación del modelo

Para la realización de este apartado lo que se hará será simular la carga normal en el mallado final con un tamaño de elementos de 1,5mm y offset a 3mm. Una vez aplicada la carga normal (75%BW) con un ángulo de 8° sobre la vertical y empotrando el hueso a $1/3L$ se procederá a ver los resultados de dureza obtenidos y a compararla con el artículo original. [1]

Ahora se pueden observar los resultados obtenidos para la tensión de Von Mises para el modelo explicado anteriormente de 75Kg.

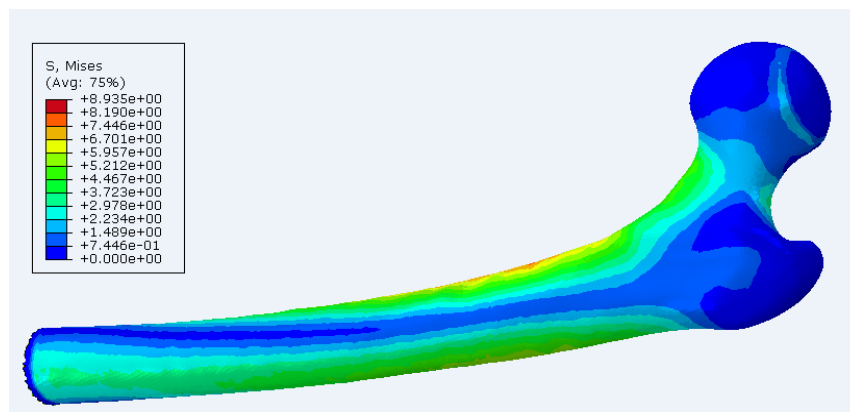


Figura 27: Tensión equivalente de Von Mises donde se pueden observar los puntos máximos y mínimos de dicha tensión.

A continuación se muestran los resultados obtenidos para los desplazamientos para dicho modelo.

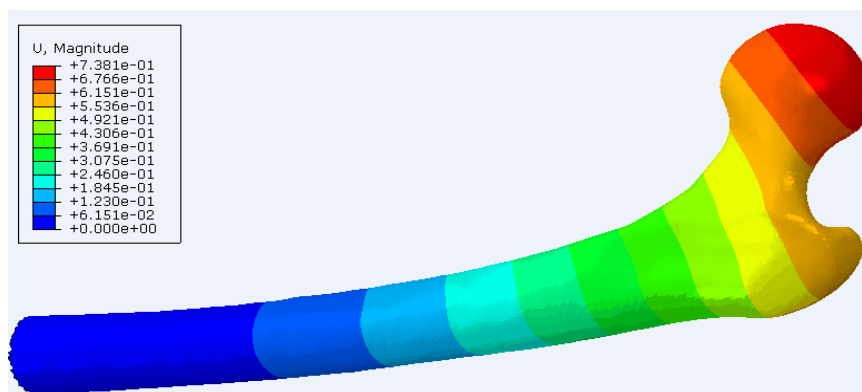


Figura 28: Desplazamiento U expresado en mm y donde se observa que el desplazamiento máximo se produce en la cabeza donde esta aplicada la fuerza.

Ahora se calcula la dureza del modelo mediante los resultados obtenidos en la simulación, para así de esta forma poder comparar el modelo presente con el espécimen del artículo [1].

$$Dureza = \frac{Carga aplicada (N)}{Desplazamiento máximo (U)} = \frac{0,75 \times 75Kg \times 9,81 \frac{m}{s^2}}{7,381e-01mm} = 746,85 N$$

Observando los datos del espécimen 4 (el cual ha sido utilizado para validar el modelo) en la tabla proporcionada por el mismo artículo mencionado anteriormente:

Table 2
Summary of material properties for each specimen-specific model, experimental loading conditions and comparison of stiffness.

Specimen	Young's modulus (MPa)			Distal fixation (% length from distal end)	Loading rate (mm/s)	Applied elastic load 75% BW (N)	Stiffness (N/mm)	
	Min	Max	Avg				Experiment	Model
1	417.1	23763.2	6174.5	2/3	20	470	1448	1128
2	401.8	24035.4	5342.6	2/3	20	464	1348	1048
3	484.4	23892.0	8008.8	1/3	2	672	630	514
4	524.5	23441.0	7585.2	1/3	2	576	818	622
5	449.0	24471.0	7051.5	1/3	2	540	534	317

Note: Differences in experimental stiffness between Specimens 1–2 and 3–5 were primarily due to the location at which the specimens were fixed distally.

Figura 29: Tabla de durezas obtenidas para los modelos estudiados por A. Ali [1] (el caso a comparar es el del espécimen 4)

Se puede observar que los resultados obtenidos para la carga estudiada (551,25 N) se asemejan bastante a la carga comparada en el artículo que es de 576 N. Una vez identificados ambos resultados, se calcula su error respecto a los modelos experimentales y numéricos de Ali [1]:

$$error(\%) = \frac{818-746,85}{818} \times 100 = 8,69 \quad \text{Modelo experimental}$$

$$error(\%) = \frac{746,85-622}{746,85} \times 100 = 16,72 \quad \text{Modelo numérico}$$

Por tanto, el error es tan pequeño, que podemos considerar el modelo de ABAQUS validado gracias a los resultados reales de los que nos provee el artículo. [1]. Además se puede considerar que el grosor de 3mm [24,25] hace que el modelo se comporte muy parecido a la realidad.

Además se muestra una imagen en la que se puede apreciar como las tensiones más elevadas se dan, como era de esperar, a lo largo de la capa cortical según lo demuestran diversos artículos [1].

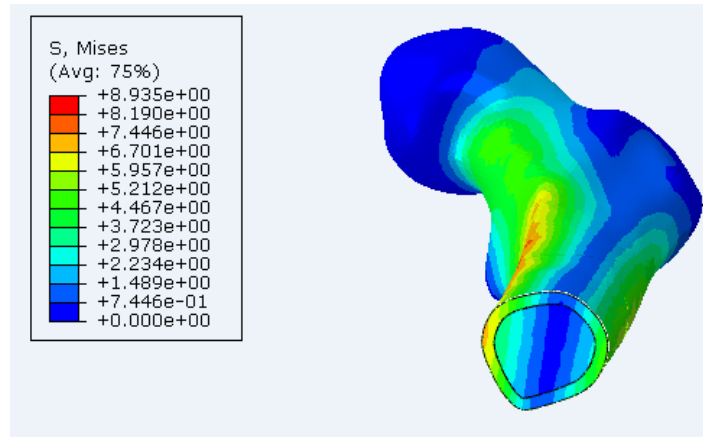


Figura 30: Resultados obtenidos para la tensión de von Mises del modelo estudiado en este trabajo cortado por un plano paralelo a yz.



Capítulo IV:

Problema a resolver



En este apartado se procede a la simulación de distintas situaciones comentadas por encima en la introducción de este trabajo. Por tanto, lo que haremos será describir las distintas posiciones que adoptará el fémur dentro del módulo “Assembly” del programa ABAQUS. También se estudiarán las cargas de rotura para las distintas leyes de comportamiento empleadas para los materiales del cortical y trabecular, los cuales en la validación del modelo, fueron supuestos completamente elásticos cuando se sabe que esto realmente no es así.

Este trabajo constará de tres situaciones, en las cuales usaremos diversas combinaciones de materiales, llegando a tener tres tipos de propiedades para el cortical y dos para el trabecular. De esta forma la simulación de todas las combinaciones posibles dará como resultado un total de 18 casos analizados mediante el uso del MEF.

Para el cálculo de la carga de rotura, la cual se persigue en este trabajo para determinar qué tipo de materiales se comporta más próximo a la realidad, lo que se hará será observar las deformaciones sufridas por la capa cortical. Puesto que cuando ésta alcance un valor superior al 0,61% [1] el material romperá, y mediante las reacciones producidas (proporcionadas por la simulación de ABAQUS) se podrá saber la carga aplicada para ese preciso instante.

Para terminar se compararán todas ellas con los artículos [1,2] para observar la carga máxima admisible de cada caso y ver que combinación más realista.

4.1. Situaciones y cargas aplicadas

Las cargas que se van a emplear para la realización de este estudio serán tres, las cuales pueden producirse a lo largo de nuestro día a día, y que son las siguientes:

- Carga normal: Es la carga producida por el mero hecho de permanecer de pie, esta se sitúa sobre la cabeza del fémur formando un ángulo de 8° con la vertical y el valor de su fuerza inicialmente será del 75% del peso corporal. Posteriormente se procede a incrementar dicho valor hasta llegar a su rotura, la cual se produce, como se ha comentado al inicio de este capítulo, al superar deformaciones del 0,61%. En la figura 26 “*validación del modelo*” se puede observar una imagen con la carga y las condiciones de contorno aplicadas para su estudio (en este caso el empotramiento a $1/3$ de L empezando por la parte inferior del fémur) [1].
- Caída lateral y hacia atrás: la carga inicial producida en este caso será estimada en unos 1000N [2], y de ahí se irá incrementando hasta obtener la carga de rotura del material, tal y como se hizo en la situación anterior. Para su aplicación hará falta girar el fémur 30 grados respecto a la horizontal y 20 grados sobre sí mismo tal y como se muestra en la figura [1].

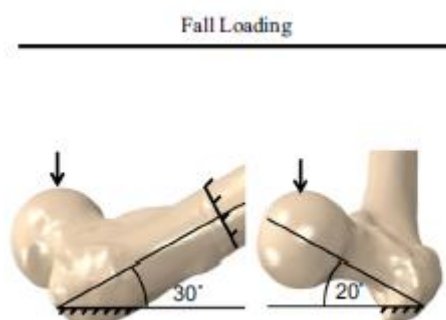


Figura 31: Orientación de la carga de caída lateral y hacia atrás, así como las condiciones de contorno del fémur [1].

Para este caso como podemos observar hará falta empotrar no solo la parte inferior como en el apartado anterior sino que también se fijará el trocánter mayor. Otro aspecto a tener en cuenta a la hora de definir la orientación, es que

el fémur mostrado en la figura anterior es el derecho, mientras que el del presente documento es el izquierdo.

- Caída sobre el trocánter mayor: En este caso la carga aplicada volverá a ser inicialmente de 1000N [2] y volverá a ir incrementando su valor para así conseguir la que realmente interesa, que es la de rotura. Ésta irá colocada en la cabeza del fémur, siendo éste orientado de tal forma que el trocánter esté apoyando con la horizontal y girado internamente sobre sí mismo 15° . Para girar dicho ángulo, es importante tener de nuevo presente que el fémur usado es el izquierdo. Además la carga formará 10° con la vertical [2] tal y como se puede observar en la siguiente figura:

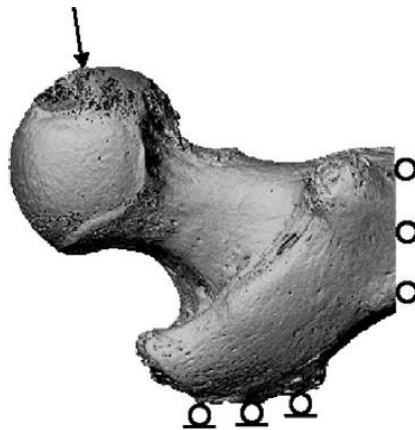


Figura 32: Carga aplicada para la caída sobre el trocánter mayor, así como sus condiciones de contorno [2].

Para este caso las condiciones de contorno son similares a las de la situación anterior.

4.2. Combinaciones de materiales

En este apartado se va a desarrollar las distintas leyes de comportamiento para la resolución de este trabajo. Para ello se enumeran los materiales de los que dispondrá el cortical y trabecular para explicarlos en profundidad más adelante.

Materiales para el tejido cortical

- Ley de Johnson-Cook [36,37,38].
- Criterio de Drucker-Prager [4,5,40].
- Material compuesto con propiedades ortotrópicas [39].

Materiales para el tejido esponjoso o trabecular

- Propiedades elásticas y plásticas obtenidas de forma tabular [3].
- Material compuesto con propiedades ortotrópicas [42].

4.2.1. Ley de Johnson-Cook

Es uno de los modelos termovistoplásticos más extendido dentro de la sociedad actual para el ámbito de la simulación numérica, y más concretamente en el caso que nos atañe “el método de los elementos finitos”.

La ecuación constitutiva que sigue este modelo es:

$$\sigma_y = (A + B(\bar{\epsilon}^p)^n) \times \left[1 + C \times \text{Log} \left(\frac{\dot{\epsilon}^p}{\dot{\epsilon}_0} \right) \right] \times (1 - \theta^m)$$

Dónde:

- σ_y = límite elástico
- $\bar{\epsilon}^p$ = deformación plástica equivalente
- $\dot{\epsilon}^p$ = velocidad de deformación plástica equivalente
- $\dot{\epsilon}_0$ = velocidad de deformación inicial
- $A, B, C, n, m \Rightarrow$ son constantes de los materiales
- A = límite elástico a temperatura ambiente

- B y n : representan el efecto de endurecimiento por deformación del material
- C y m : *sensibilidad del material a velocidad de deformación y temperatura*

θ lo podemos definir como la variación de temperaturas expresada mediante la siguiente fórmula:

$$\theta = \frac{(T - T_0)}{(T_m - T_0)}$$

Dónde:

- T_0 = *temperatura ambiente*
- T_m = *temperatura de referencia media*

Para valores negativos de θ asumimos que $m=1$.

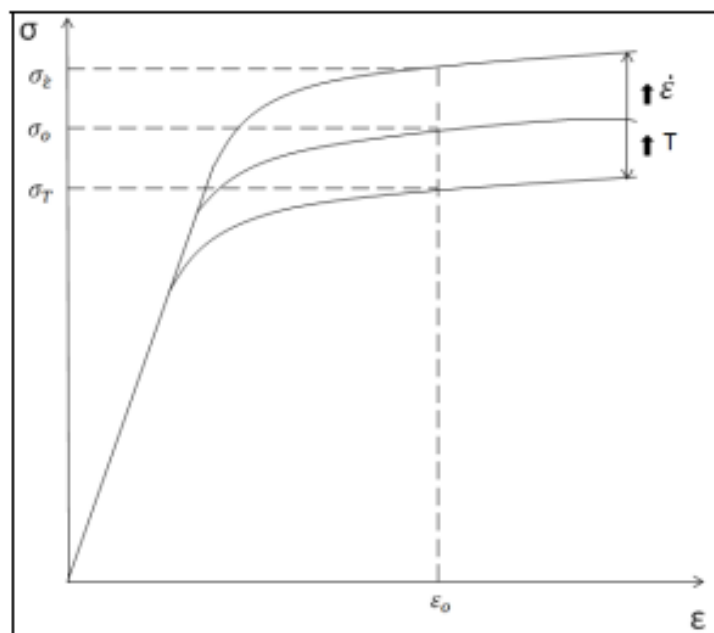


Figura 33: Influencia del aumento de la temperatura y la velocidad de deformación en la tensión.
[38]

Las constantes que se van a emplear en el caso estudiado se pueden observar en la siguiente tabla:

Tabla 4: Propiedades de Johnson Cook [36]

Propiedades elásticas y térmicas		Propiedades plásticas (JC)			
Módulo E (Gpa)	20	A (Mpa)	50	C	0,03
Coeff. De Poisson	0,36	B (Mpa)	101	Vel. Deformación ϵ_0 (s ⁻¹)	0,001
Densidad (Kg/m ³)	2100	n	0,08	Temperatura de fusión T _m (K)	1573
Conductividad térmica (W/m K)	0,56	m	0	Temperatura ambiente T ₀ (K)	293
Calor específico (J/Kg K)	1260				

Hay que destacar que no todas las propiedades son necesarias puesto que en el modelo del presente documento no se tendrán en cuenta ni la temperatura ni la velocidad de deformación. Por tanto de la ecuación de Johnson Cook solo se empleará el primer término, debido a que los otros dos restantes se anulan como se ha comentado anteriormente.

La expresión resultante queda de la siguiente forma:

$$\sigma_y = (A + B(\bar{\epsilon}^p)^n)$$

Para la aplicación de ésta, en el programa ABAQUS se usará la densidad, el módulo de elasticidad E y el coef. De Poisson; estos dos últimos se emplean para definir las propiedades elásticas del material.

Para terminar se asignarán valores de tensión y deformación para la parte plástica obtenidos mediante la fórmula simplificada de Johnson Cook, la cual se aproxima más a las leyes de comportamiento no-lineal de Ramberg Osgood o Hollomon.

$$\sigma = K \cdot \epsilon^n \quad \text{Hollomon}$$

$$\epsilon = \frac{\sigma}{E} + K \cdot \left(\frac{\sigma}{E}\right)^n \quad \text{Ramberg Osgood}$$

De ésta última solo interesa su segundo término, es decir, la parte plástica, la cual queda de la siguiente manera:

$$\bar{\varepsilon}^p = K \cdot \left(\frac{\sigma}{E}\right)^n \xrightarrow{\text{Despejamos } \sigma_y} \sigma = E \cdot \left(\frac{\bar{\varepsilon}^p}{K}\right)^{1/n}$$

Estas expresiones son válidas para valores $\sigma > \sigma_y$ ya que ambos criterios se emplean en la zona plástica.

4.2.2. Criterio de Drucker-Prager

Este criterio de fluencia es un modelo dependiente de la presión que determina si un material ha sobrepasado el límite elástico. Fue propuesto por Ducker y Prager en 1952 y su finalidad era representar la deformación plástica de los suelos y las rocas. Sigue la siguiente expresión:

$$\sqrt{J_2} = A + B \times I_1$$

Dónde:

- $I_1 = \text{Primer invariante del tensor tensión} = \sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3$
- $J_2 = \text{Segundo invariante del tensor desviador} = -(\sigma'_1 \cdot \sigma'_2 + \sigma'_2 \cdot \sigma'_3 + \sigma'_1 \cdot \sigma'_3)$
- A y B son constantes determinadas a partir de experimentos
- $A = \frac{2 \times \sqrt{2} \times \text{sen} \phi}{3 - \text{sen} \phi}$ y $B = \frac{3 \times c \times \text{cos} \phi}{\text{sen} \phi}$; c =Cohesión y ϕ =Ángulo interno de fricción

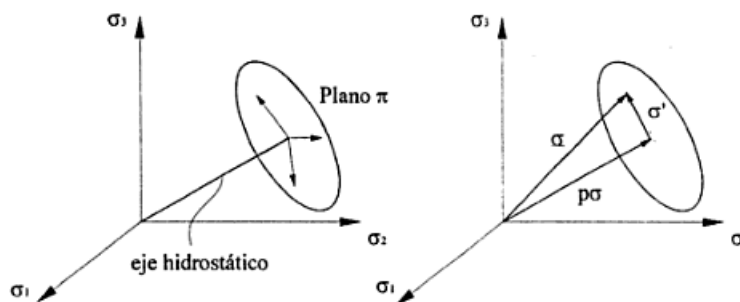


Figura 34: Representación del estado tensional de un punto en el espacio de tensiones principales y en el estado desviador [40].

Todo punto en el espacio de las tensiones principales puede ser representado mediante un vector con inicio en el origen de coordenadas y final en el punto que se

puede observar en la figura superior. Además podemos observar la componente hidrostática (izda) y la componente desviadora (dcha).

Como los criterios de Tresca y Von Mises no dependen de la presión hidrostática, dicho estado será nulo, quedando como superficies de plastificación de estos criterios cilindros rectos normales al plano desviador. Pero para el caso del criterio estudiado, al depender de la presión antes mencionada, sus superficies varían con la distancia a lo largo del eje hidrostático; aunque la forma obtenida en el plano desviador seguirá siendo la misma. El resultado de esto, es una superficie cónica perpendicular al plano desviador.

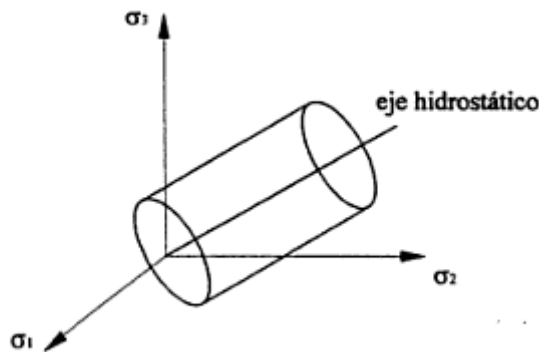


Figura 35: Representación de la superficie de plastificación de Tresca y von Mises [40].

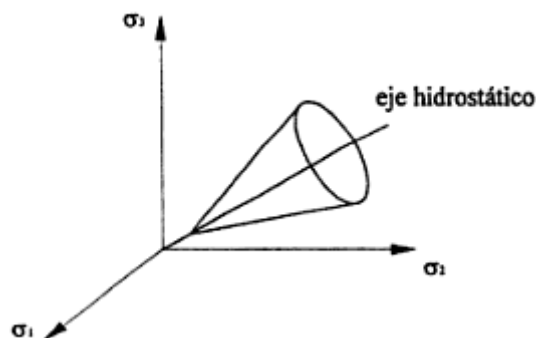


Figura 36: Representación de la superficie de plastificación de Drucker-Prager [40].

En el supuesto de que la tensión principal σ_3 fuese nula los criterios de von Mises y Drucker Prager coincidirían, dando como resultado ambos una elipse.

Para este caso se han obtenido los datos de forma tabular para la curva σ - ϵ de la zona plástica del material observando los artículos [4,5]. Éstos se introducen mediante la opción secundaria de ABAQUS Drucker-PragerHardening.

También se han estimado los siguientes parámetros mediante la observación de los artículos [4,5,36]:

Tabla 5: Parámetros a introducir en ABAQUS [4,5,36].

Densidad (Kg/m ³)	Ángulo de fricción	Coeficiente de cohesión	Ángulo de dilatación
2100	0,8	1	0
Módulo de elasticidad E (MPa)	Coeff. de Poisson		
21700	0.36		

4.2.3. Material compuesto con propiedades ortotrópicas

Los huesos humanos se comportan como materiales compuestos, ya que el eje longitudinal del mismo es mucho más resistente que el resto. Esto se ha estudiado a lo largo de muchos artículos y se puede observar en la tabla de abajo según el artículo [39].

Para dotar al material de propiedades ortotrópicas se necesita saber las propiedades de éste en cada una de las direcciones principales. Para ello se usarán los datos representados en la siguiente tabla:

Tabla 6: Propiedades del material compuesto aplicadas al tejido cortical donde la dirección 3 coincide con el eje longitudinal del fémur [39].

E1 (Mpa)	1,20E+04	G12 (Mpa)	4,53E+03
E2 (Mpa)	1,34E+04	G23 (Mpa)	6,23E+03
E3 (Mpa)	2,00E+04	G13 (Mpa)	5,61E+03
Nu 12	0,38	Nu 21	0,42
Nu13	0,22	Nu 31	0,37
Nu 23	0,24	Nu 32	0,35

La densidad del modelo cortical se establece en 2100 g/m³, de acuerdo con el mismo artículo usado para Johnson-Cook [36].

Para introducir dichas propiedades a ABAQUS se elegirán las propiedades elásticas y dentro de éstas “orthotropic”. La elasticidad lineal en un material ortotrópico también puede ser definida por medio de los nueve parámetros de la matriz de rigidez elástica independiente, como funciones de la temperatura y otros campos predefinidos, si es necesario. En este caso las relaciones de tensión-deformación se obtienen del manual de ABAQUS [41] y son de la forma:

$$\begin{Bmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{33} \\ \sigma_{12} \\ \sigma_{13} \\ \sigma_{23} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} D_{1111} & D_{1122} & D_{1133} & 0 & 0 & 0 \\ & D_{2222} & D_{2233} & 0 & 0 & 0 \\ & & D_{3333} & 0 & 0 & 0 \\ & & & D_{1212} & 0 & 0 \\ & Sim & & & D_{1313} & 0 \\ & & & & & D_{2323} \end{bmatrix} \cdot \begin{Bmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \varepsilon_{33} \\ \gamma_{12} \\ \gamma_{13} \\ \gamma_{23} \end{Bmatrix} = [D^{el}] \cdot \begin{Bmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \varepsilon_{33} \\ \gamma_{12} \\ \gamma_{13} \\ \gamma_{23} \end{Bmatrix}$$

Estas constantes se pueden calcular de la siguiente forma:

$$D_{1111} = E_1 \cdot (1 - \nu_{23}\nu_{32}) \cdot Y$$

$$D_{2222} = E_2 \cdot (1 - \nu_{13}\nu_{31}) \cdot Y$$

$$D_{3333} = E_3 \cdot (1 - \nu_{12}\nu_{21}) \cdot Y$$

$$D_{1122} = E_1 \cdot (\nu_{21} + \nu_{31}\nu_{23}) \cdot Y$$

$$D_{1133} = E_1 \cdot (\nu_{31} + \nu_{21}\nu_{32}) \cdot Y$$

$$D_{2233} = E_2 \cdot (\nu_{32} + \nu_{12}\nu_{31}) \cdot Y$$

$$D_{1212} = G_{12}$$

$$D_{1313} = G_{13}$$

$$D_{2323} = G_{23}$$

Donde Y se puede calcular de la siguiente manera de acuerdo a lo visto en el manual mencionado anteriormente:

$$\Upsilon = \frac{1}{1 - \nu_{12}\nu_{21} - \nu_{23}\nu_{32} - \nu_{31}\nu_{13} - 2\nu_{21}\nu_{32}\nu_{13}}$$

Además cabe mencionar que los ejes globales marcados por defecto en el programa ABAQUS no coinciden con los ejes de coordenadas principales necesarias para la aplicación de este tipo de material. Por eso es necesario aplicar antes un sistema de coordenadas principales al modelo, para que de acuerdo a éste las propiedades dadas coincidan en todo momento con la dirección del material dado. Todo esto se hace mediante el uso de la herramienta “Assign material orientation”, con la cual giraremos los ejes únicamente para especificar como irán colocados a la hora de aplicar las propiedades ortotrópicas del material.

Un aspecto importante a tener en cuenta es que las direcciones principales en la parte superior (cabeza y cuello femoral) serán distintas al tronco, es decir, que cada parte tendrá su sistema de coordenadas para que coincida con las propiedades introducidas al módulo “Property” del programa. Para ello se corta a través de la línea intertrocanteriana.

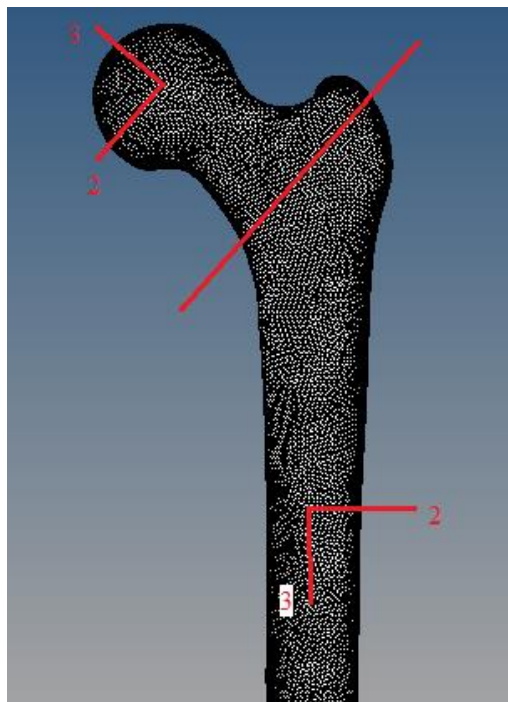


Figura 37: Sistema de coordenadas principales en ambas partes del fémur, el eje ppal 1 está orientado hacia dentro de la figura.

4.2.4. Material trabecular obtenido de forma tabular

Para la determinación de las propiedades lo único que se necesita es la curva tensión-deformación que sigue el material, en este caso, el tejido esponjoso. Para ello se introduce la pendiente de la curva como módulo elástico del material mientras que mediante el programa PLOTDIGITIZER se pasarán los valores de la gráfica a una tabla la cual se importará a ABAQUS para completar la parte plástica del mismo.

En este apartado la información que se obtuvo hace referencia al fémur bovino, el cual, se puede considerar muy parecido al del cuerpo humano y por eso se procedió a utilizar sus datos en el presente estudio.

Ahora podemos ver la curva tensión-deformación a la que se hacía referencia anteriormente:

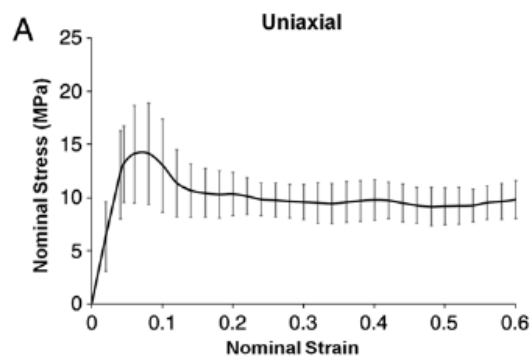


Figura 38: Curva σ - ϵ para el tejido esponjoso o trabecular [3].

También se necesitará el coeficiente de Poisson para la parte elástica, el cual se puede obtener de la siguiente tabla:

Table 1 – Experimentally measured material properties for cellular polyurethane foam and bovine trabecular bone under uniaxial compression. Results are reported as mean \pm SD (range).				
	Young's modulus, E (MPa)	Yield stress, σ_y (MPa)	Elastic Poisson's ratio, ν_e	Plastic Poisson's ratio, ν_p
PU foam (grade 20)	141.3 \pm 40.9 (76.4–165.9)	3.8 \pm 0.7 (2.8–4.6)	0.20 \pm 0.06 (0.14–0.28)	0.23 \pm 0.08 (0.13–0.36)
BTB	381.7 \pm 181.9 (168.5–798.4)	13.2 \pm 3.6 (9.2–20.9)	0.16 \pm 0.05 (0.12–0.2)	0.29 \pm 0.20 (0.17–0.47)

Figura 39: Propiedades para el fémur de origen bovino [3]

El módulo de elasticidad se puede obtener mediante la figura superior o bien mediante la pendiente, tal y como se explicaba al principio del presente apartado.

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{13,35 \text{ MPa}}{0,045} = 296,67 \text{ MPa}$$

Como se puede observar según la figura 39 se obtiene un error de 181,9 MPa, por lo que el resultado obtenido con la pendiente entraría dentro del rango válido.

La densidad del tejido esponjoso se establece en 1 g/cm^3 según el artículo [42].

4.2.5. Material trabecular compuesto con propiedades ortotrópicas

Para la asignación de este material al programa ABAQUS el procedimiento es el mismo que para el material compuesto de la capa cortical, el cual ya fue explicado anteriormente en el apartado 4.2.3 del presente documento.

Por tanto se procede a indicar las propiedades que se van a introducir en el programa para el material trabecular. Éstas vienen dadas en función de la densidad, la cual para el caso de la trabécula puede oscilar entre $0,9$ y $1,2 \text{ g/cm}^3$. Para este caso se estima un valor intermedio de ambas, es decir, 1 g/cm^3 .

Tabla 7: Propiedades del material compuesto trabecular en función de la densidad (g/cm^3) donde la dirección ppal 3 coincide con la longitudinal del fémur. Las unidades de E (módulo de elasticidad) y G (módulo de cortadura) son MPa [42].

Hueso trabecular $0,9 \leq \rho \leq 1,2$	
Propiedades	
Ortotrópicas (Ortho)	$E_3 = 2671\rho^{2,29}$ $E_1/E_3 = 0,47\rho^{0,12}$ $E_2/E_3 = 0,76\rho^{0,09}$ $G_{12}/E_3 = 0,26\rho^{0,24}$ $G_{32}/E_3 = 0,29\rho^{0,17}$ $G_{13}/E_3 = 0,45\rho^{0,18}$ $\nu_{12} = 0,27\rho^{-0,09}$ $\nu_{13} = 0,14\rho^{-0,16}$ $\nu_{23} = 0,14\rho^{-0,07}$

Capítulo V:

Resultados

5.1. Resultados

En el presente apartado, se exponen los datos obtenidos a partir de las simulaciones explicadas con anterioridad. Lo primero que se dispone a hacer es explicar la nomenclatura empleada para las distintas leyes de comportamiento de los materiales.

- Cortical
 - JC: Johnson Cook simplificado
 - DP: Criterio de Drucker Prager
 - CC: Material compuesto cortical
- Trabecular
 - CT: Material compuesto trabecular
 - TT: Tabular trabecular

Por tanto las combinaciones quedan de la siguiente manera: JC_CT, JC_TT, DP_CT, DP_TT, CC_CT, CC_TT.

A continuación se muestran, a través de los siguientes gráficos, las cargas para las cuales rompe el fémur (estado que se da al superar el 0,61% de deformación E según [1]) en cada situación (normal, caída lateral hacía atrás y caída sobre trocánter superior) y combinaciones de materiales.

5.5.1. Resultados de cargas críticas

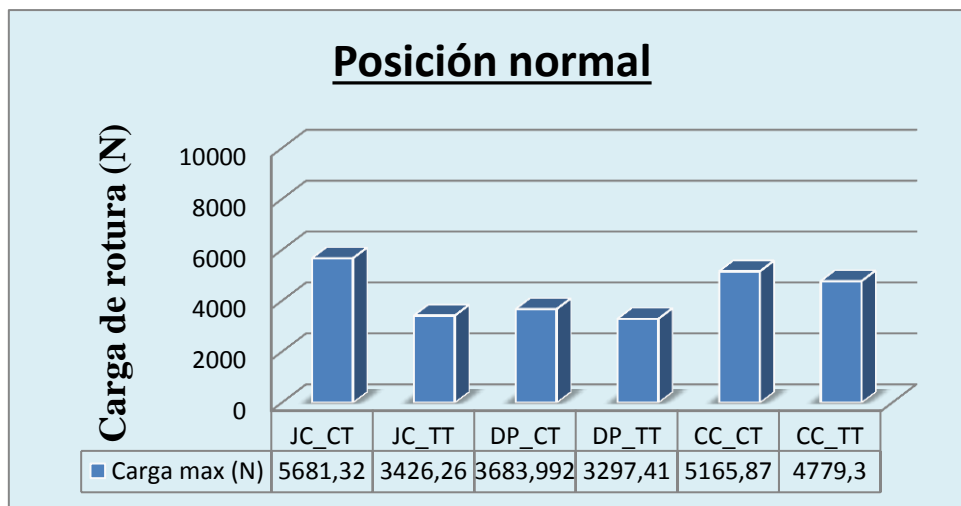


Figura 40: Carga de rotura, según el tipo de material, para la posición normal.

Para esta orientación del fémur se puede apreciar que la combinación que más se aproxima al modelo real empleado por A. Ali [1], el cual experimentalmente obtuvo una carga de rotura de 6443 N, es la de JC_CT con un error del 11,8%. Aunque también cabe destacar que lo que se obtuvo en el artículo mediante ABAQUS fue 3018 N, y en

este caso las combinaciones más próximas serían DP_TT y JC_TT que presentan un error del 8,4% y 11,9% respectivamente.

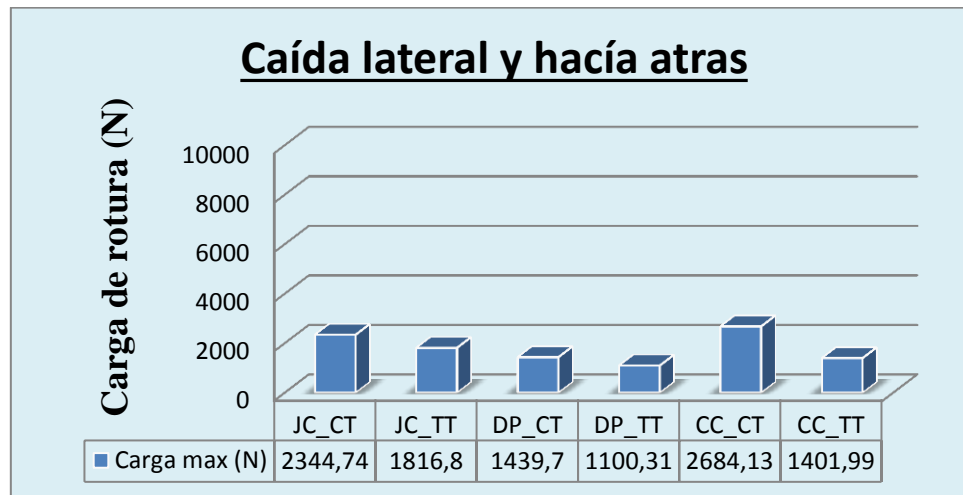


Figura 41: Carga de rotura, según el tipo de material, para la caída lateral y hacia atrás.

En este caso A. Ali [1] marca solo lo obtenido en su modelo simulado en ABAQUS. El resultado es de unos 3297 N, por lo que la composición más realista es CC_CT con un margen del 18,5%, seguida de JC_CT con un 28,8%.

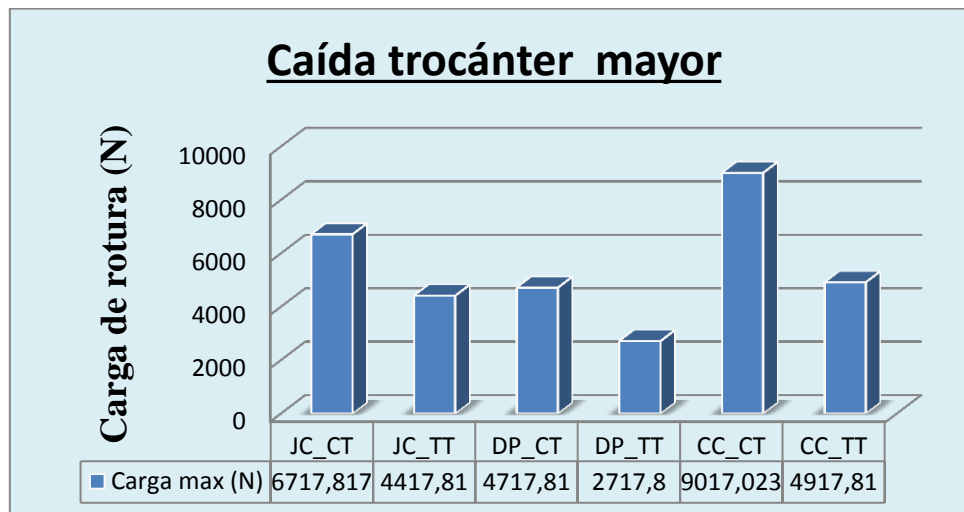


Figura 42: Carga de rotura, según el tipo de material, para la caída sobre el trocánter mayor.

Observando los resultados obtenidos para este tipo de caída y para la anterior, se puede deducir que la carga necesaria para la rotura del fémur es mayor en el caso de que

la persona caiga sobre el trocánter mayor. Esto se puede deber a que la morfología del fémur en general es más resistente a este tipo de carga.

Sin embargo, al haber materiales que no tienen asignada zona plástica, y son supuestos por enteros elásticos, se ha creído conveniente exponer también los desplazamientos máximos a una determinada fuerza. Ésta se determina como la media de la carga máxima admisible de todas las combinaciones para cada uno de los casos estudiados. Los resultados de las simulaciones descritas en el presente párrafo se pueden observar en el siguiente apartado.

5.5.2. Resultados de desplazamientos máximos

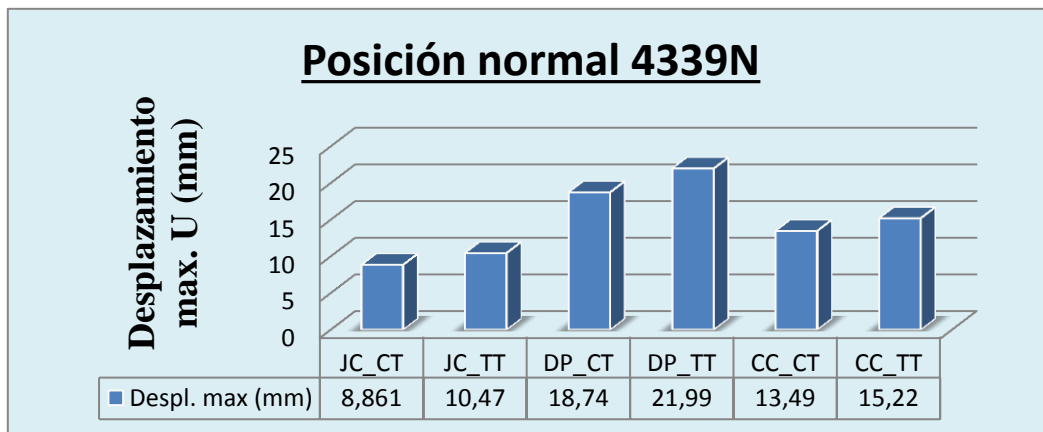


Figura 43: Desplazamiento máx. U obtenido, según el tipo de material, para la posición normal.

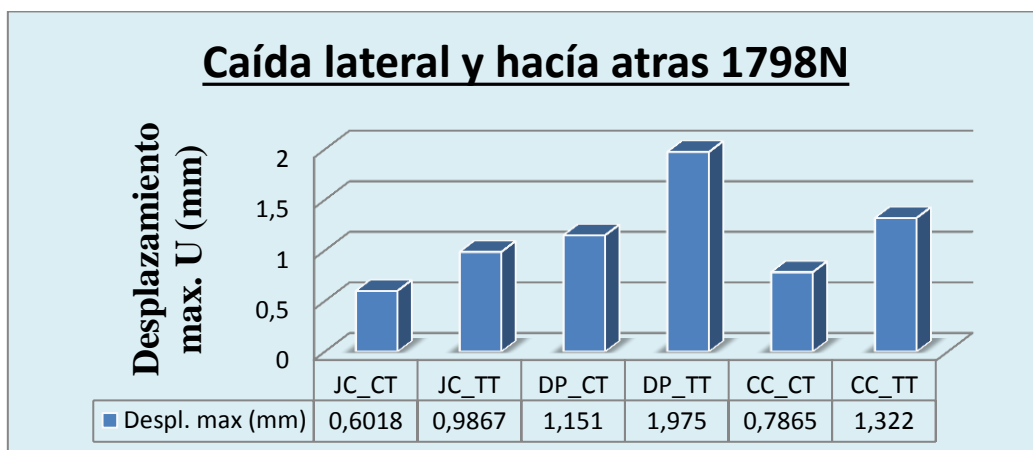


Figura 44: Desplazamiento máx. U obtenido, según el tipo de material, para la caída lateral hacia atrás.

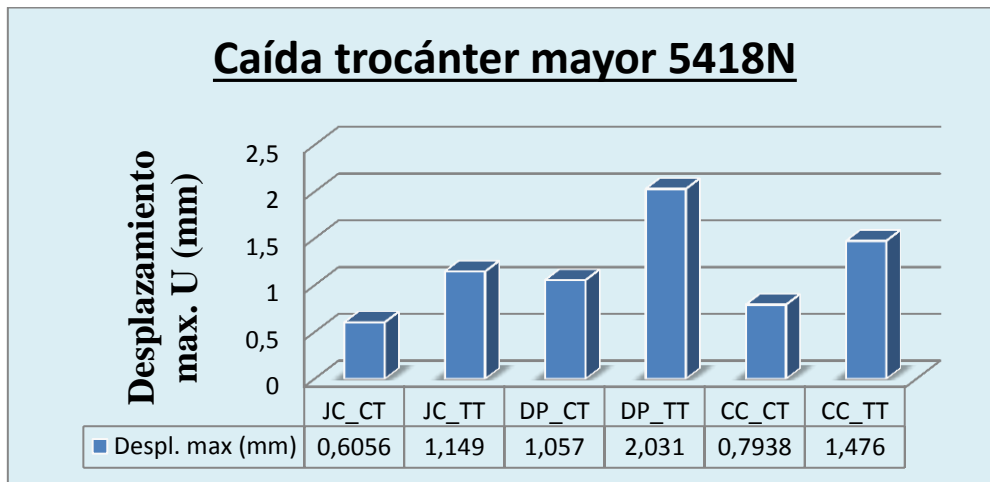


Figura 45: Desplazamiento máx. U obtenido, según el tipo de material, para la caída sobre el trocánter mayor.

Como se puede apreciar con la combinación DP-TT se producen mayores desplazamientos en la cabeza femoral, en comparación con lo obtenido para los demás materiales.

Además se puede observar, como el desplazamiento en posición normal es mayor que para las otras posiciones. Esto se debe a que la carga que se aplica es muy superior a la que soporta en condiciones normales una persona en la presente posición (aproximadamente unos 500 N).

5.5.3. Zonas de máxima tensión y de desplazamiento máximo

Para terminar el capítulo, se exponen las zonas en las cuales rompe el fémur para las distintas situaciones analizadas. Para ello se emplea la combinación JC_CT, la cual se aproxima a la realidad en dos de los casos (posición normal y caída lateral), aunque en uno es mucho más preciso que en el otro.

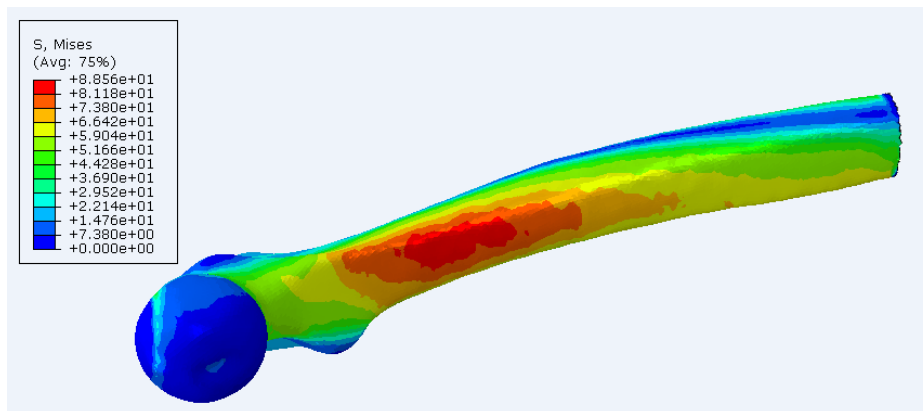


Figura 46: Rotura del fémur en la diáfisis para la posición normal.

Como se puede observar en la figura anterior, la zona por la que rompería es la parte superior de la diáfisis femoral, exactamente por debajo del trocánter inferior.

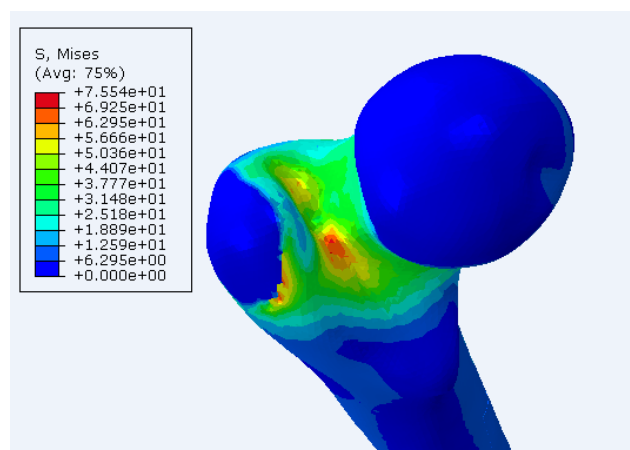


Figura 47: Rotura del cuello femoral debido a una caída lateral y hacia atrás.

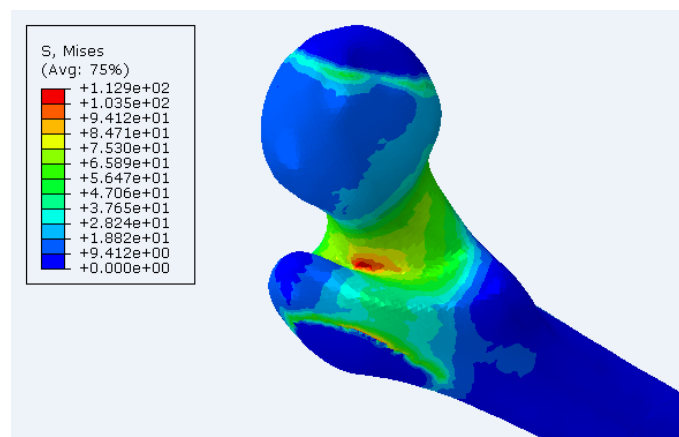


Figura 48: Rotura del cuello femoral debido a una caída sobre el trocánter mayor.

En las dos últimas figuras se puede observar la zona en la que empezaría la fisura, la cual se propagaría a lo largo del cuello del fémur. Era de esperar que la zona de máxima tensión estuviese situada allí, puesto que el trocánter mayor está empotrado en ambos casos.

También se muestran las zonas, en donde se producen los desplazamientos máximos para la misma composición de JC_CT.

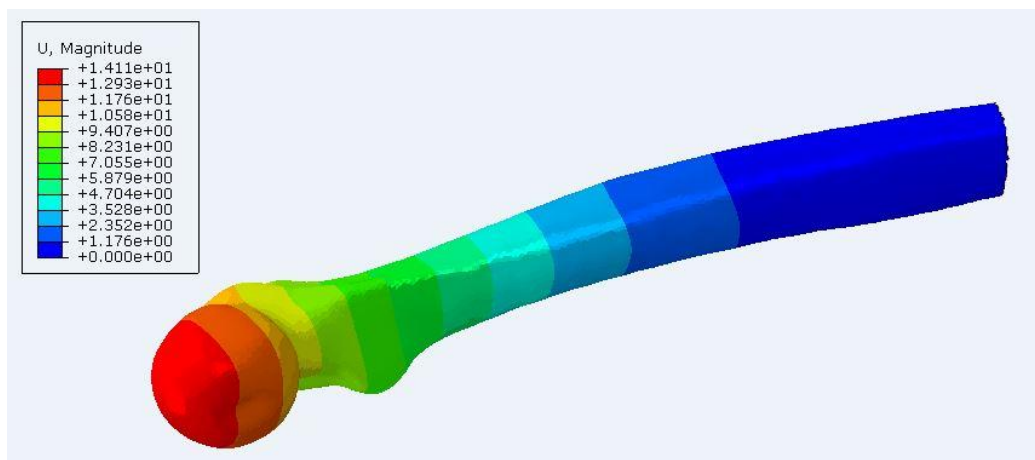


Figura 49: Desplazamientos U para la carga de rotura aplicada con el fémur en posición normal.

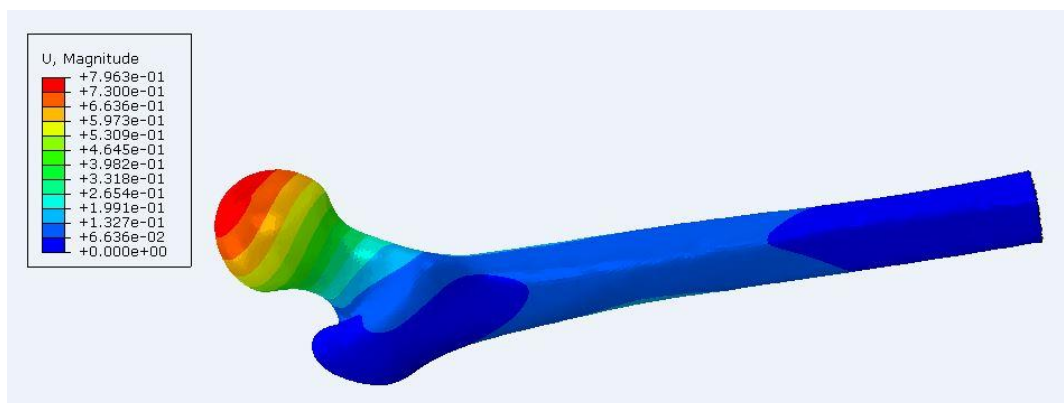


Figura 50: Desplazamientos U para la carga de rotura aplicada con el fémur en posición de caída lateral hacia atrás.

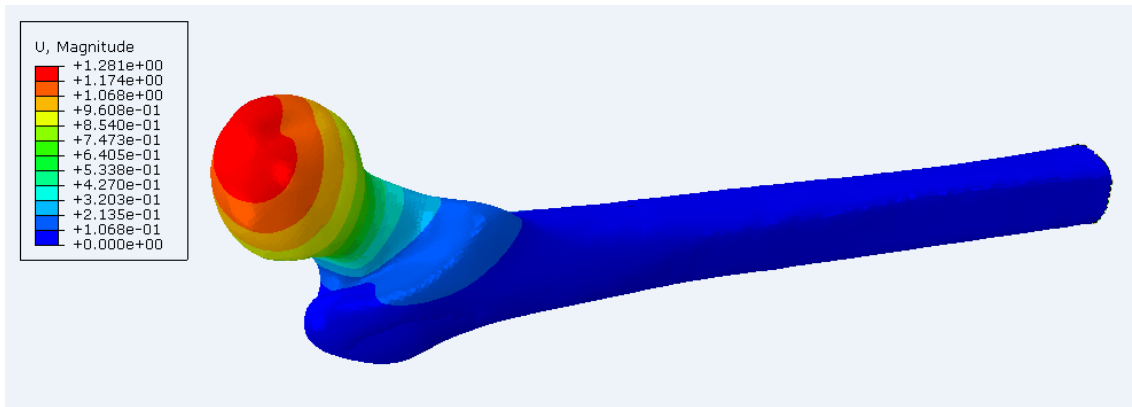
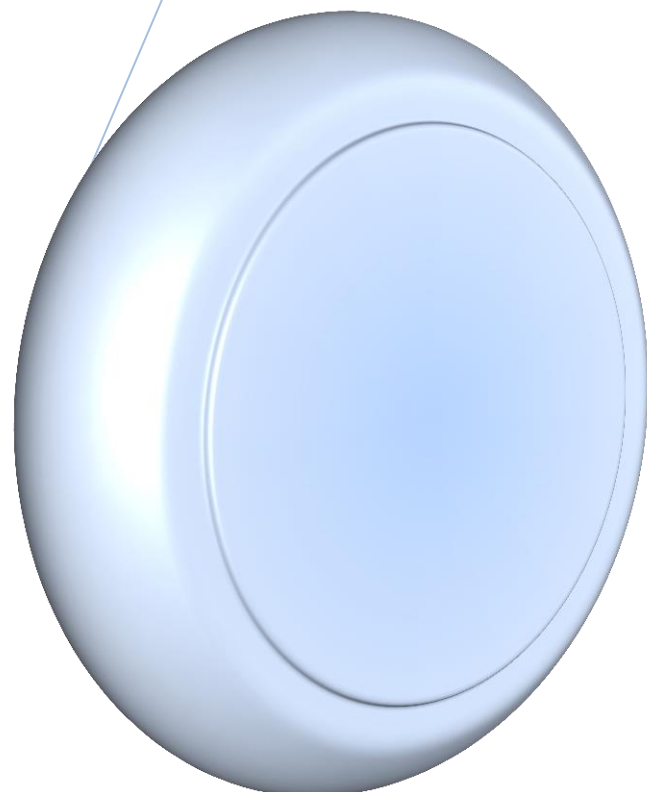


Figura 51: Desplazamientos U para la carga de rotura aplicada para una caída del fémur sobre el trocánter mayor.

Como era de esperar, la zona que más desplazamiento sufre es la cabeza femoral. Esto es debido a que es el lugar donde se aplica la carga en los tres casos estudiados.



Capítulo VI:

Conclusiones y trabajos futuros

6.1. Conclusiones

A continuación se exponen las distintas conclusiones a las que se ha llegado a lo largo del presente informe:

- Una de las conclusiones que se pueden obtener de las simulaciones realizadas en el presente documento es que el material compuesto, al no tener régimen plástico, la tensión que se obtiene es más elevada. Esto podría explicar el por qué al usar la composición CC_CT los resultados obtenidos para la carga de rotura son algo más elevados que en el resto.

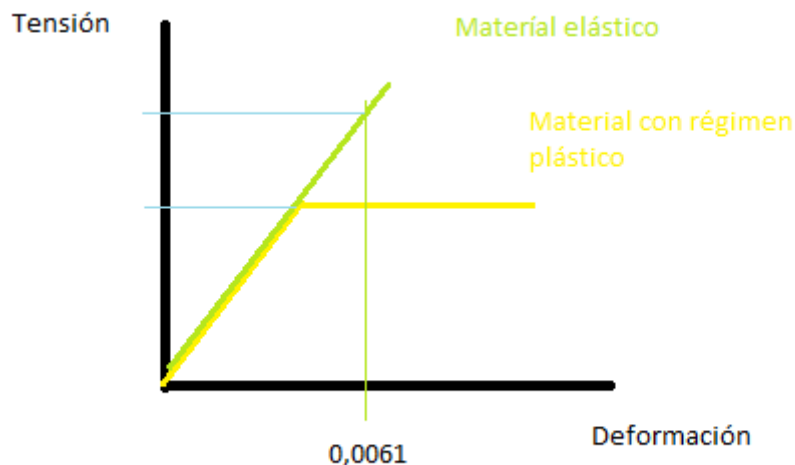


Figura 52: Comparación material elástico vs plástico.

Por ello sería interesante la combinación de un material compuesto con un régimen plástico, para así poder obtener unos resultados más parecidos a la realidad y poder predecir el fallo de una forma más realista.

- Otra deducción a la que se llega, observando los diagramas de barras para las cargas de rotura, es que el criterio de Drucker Prager es menos resistente que los otros dos empleados para la capa cortical: JC y material compuesto. Este último se debe a lo explicado en el apartado anterior. Por ejemplo, estudiando el diagrama de la caída del trocánter mayor (figura 42) se puede observar que

mientras DP obtiene una carga de 4717,81 N, JC y CC obtienen 6717,817 y 9017,023 N respectivamente.

Como era de esperar los desplazamientos producidos para una misma carga poseen valores mayores para los materiales menos resistentes, casi siempre DP.

- La combinación que más se ajusta a la realidad, o mejor dicho a los casos estudiados por A. Ali [1] es JC_CT. Para la deducción de esto se observa las cargas críticas obtenidas para la posición normal y la caída hacia atrás, unos 5681,32 y 2344,74 N, después se observan las obtenidas por el artículo anterior, unos 6443 y 3297 N respectivamente. Como se puede ver los resultados en ambas situaciones son muy semejantes.
- La morfología del hueso soporta mucho mejor la posición normal de la persona, ya que la carga de rotura es mayor que para la caída lateral hacia atrás. El hueso ha ido evolucionando y adaptándose a la posición habitual de la persona. La configuración de caída no es algo habitual, por ello la carga de rotura es inferior. Por todo ello los desplazamientos en posición normal también son mucho mayores, ya que la carga es muy exagerada, respecto a la que sufre habitualmente el fémur.
- En cuanto a los resultados obtenidos en las zonas de rotura, se consideran correctos; ya que la mayoría de roturas se dan en la diáfisis y en el cuello femoral. En todas ellas se produce un efecto de flexión que es el causante de la rotura. Este efecto se debe a la aplicación de una carga estando su extremo opuesto empotrado.
- Como conclusión final se ha conseguido simular el comportamiento mecánico del fémur, consiguiendo unos resultados muy parecidos a la realidad, y contrastados con artículos de investigación, obtenidos de revistas científicas.

6.2. Trabajos futuros

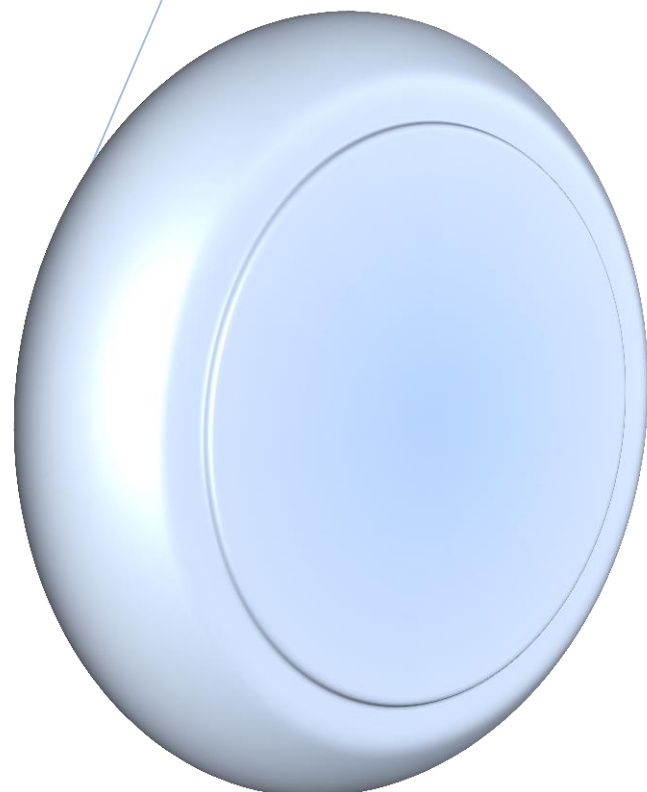
Como futuros trabajos a realizar sobre este proyecto, se pueden distinguir los siguientes:

- Repetir todo el proceso llevado a cabo en el presente documento, pero esta vez teniendo en cuenta la anisotropía del hueso y sus diferentes densidades a lo largo del mismo. Éstas pueden ser obtenidas mediante un escáner CT consiguiendo así resultados mucho más profesionales y cercanos a la realidad.
- Dar soluciones a las distintas caídas vistas a lo largo del presente documento. De esta forma se puede explicar cuáles son los diferentes tratamientos llevados a cabo, así como los diversos instrumentos y mecanismos empleados. Además se pueden simular los diferentes materiales y geometrías empleados en el uso de dichas prótesis y ver cuáles serían los más resistentes.
- Probar prótesis diferentes a las usadas en la actualidad y ver qué impacto tendrían, es decir, si mejoran o no a las de hoy en día. Para ello se tendría en cuenta siempre que fuese perfectamente ergonómico y no dificulte la vida normal del individuo.
- Disminución de las propiedades mecánicas del hueso debido a la edad: osteoporosis. Es una enfermedad causada por una disminución de la densidad del tejido óseo, ya que éste deja de regenerarse con la frecuencia con la que lo hacía en edades anteriores. Esto hace que el hueso sea más frágil y quede expuesto a fracturas con mayor probabilidad. Esta patología se da comúnmente en pacientes ancianos, tal y como se ha explicado en la parte del fémur humano, la cual, se describe al principio del presente documento.



Capítulo VII:

Planificación y presupuesto



En todo proyecto de ingeniería, dos de las partes más importantes de cara a la realización del mismo, son la planificación y el presupuesto. Por un lado hay que saber dividir las tareas y el tiempo que ocupará la realización de las mismas. Por otro lado, en el presupuesto se calcula o estima lo que cueste el material y el personal necesario para llevarlo a cabo.

De esta forma se pueden establecer unos plazos de entrega y decidir si el proyecto es viable tanto económica como temporalmente. Por todo esto, a continuación se procede a desarrollar estos dos puntos en profundidad.

7.1. Planificación

Por todo lo explicado en la introducción de este capítulo, la planificación se considera un apartado muy importante dentro de la realización del presente documento. Una de las partes que más tiempo abarcó fue la generación del offset a 3mm [24,25] ya que ABAQUS no era capaz de realizar dicha tarea y hubo que buscar programas alternativos. El tiempo al finalizar el trabajo quedó de la siguiente manera:

Tabla 8: Planificación de cada una de las tareas del proyecto.

Planificación de las actividades				
Actividad	Fecha inicio	Fecha fin	Horas dedicadas	Días empleados
Valoración de diferentes TFG				
Búsqueda de TFG	14/11/2013	19/02/2014	30	30
Selección de TFG	19/02/2014	19/02/2014	2	1
El fémur humano				
Funcionalidad del fémur	10/03/2014	10/03/2014	4	1
Composición del fémur	12/03/2014	30/03/2014	25	10
Partes del fémur	01/04/2014	10/04/2014	8	4
Osteoporosis	12/04/2014	28/04/2014	20	10
Tipos de fractura	02/05/2014	10/05/2014	8	4
Elaboración del modelo ABAQUS				
Método de los elementos finitos	02/06/2014	03/06/2014	4	2
Obtención de los programas	19/02/2014	14/06/2014	4	2
Sensibilidad de la malla	04/06/2014	11/06/2014	40	7
Generación del offset y ABAQUS	12/06/2014	25/06/2014	60	11
Validación del modelo	26/06/2014	29/06/2014	15	3
Problema a resolver				
Búsqueda de situaciones y cargas	30/06/2014	07/07/2014	30	7
Leyes de comportamiento	08/07/2014	18/07/2014	40	10
Resultados y simulaciones ABAQUS				
Simulación de las 18 combinaciones	19/07/2014	25/07/2014	90	6
Conclusiones y trabajos futuros				
Comparación de resultados	26/07/2014	28/07/2014	8	2
Revisión del TFG				
Ortografía, formato, lectura,....	29/07/2014	10/08/2014	50	10
Horas totales			438	

Otra forma de expresar la planificación de un proyecto es mediante el diagrama de Gantt, el cual es muy usado para la programación de tareas en diversas empresas. A continuación se muestra el diagrama del presente documento:

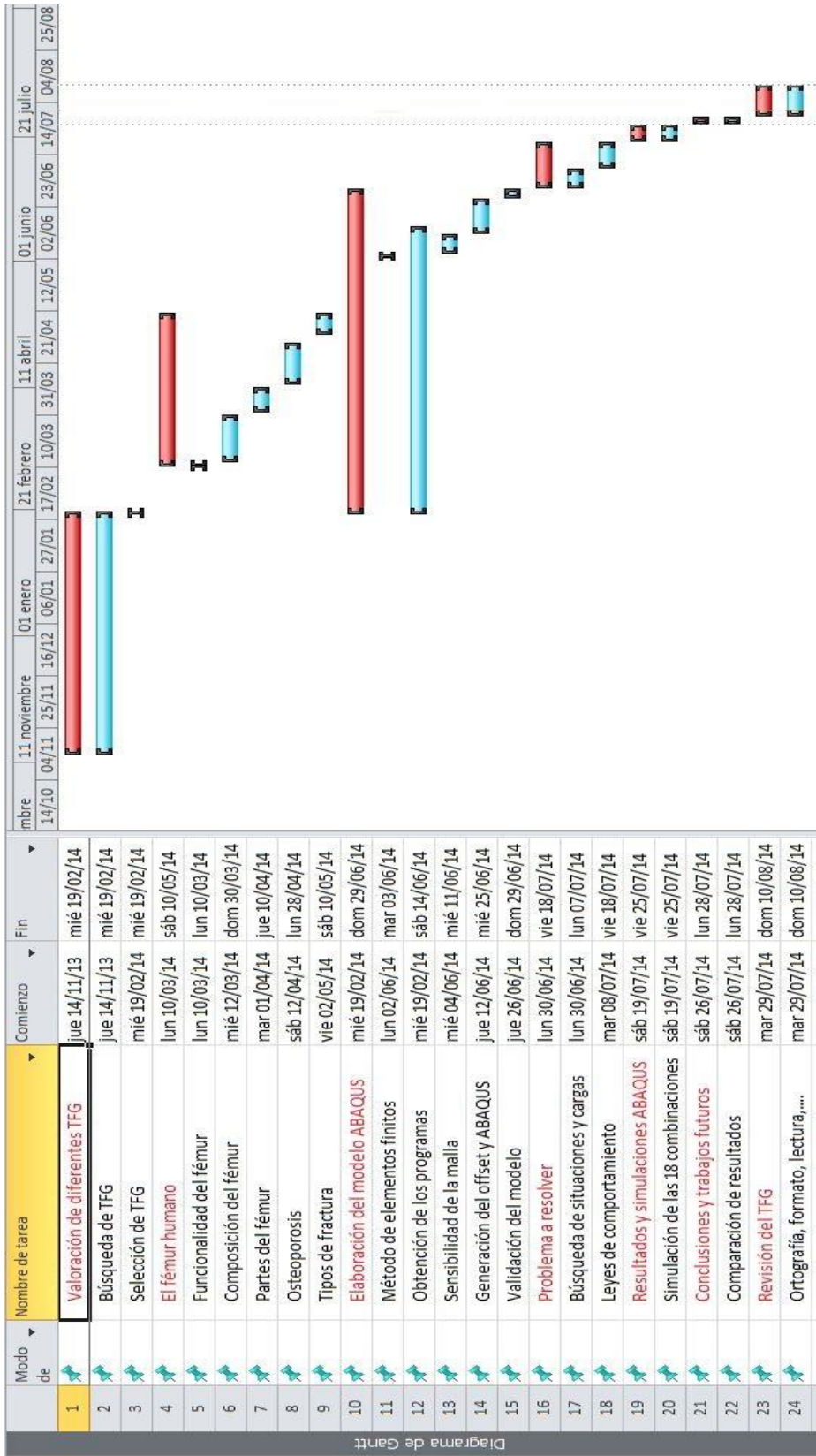


Figura 53: Diagrama de Gantt del proyecto

7.2. Presupuesto

Para la elaboración de este apartado se tendrá en cuenta los costes de los equipos de trabajo (hardware), las licencias de los diversos programas empleados (software) y las horas trabajadas por todos y cada uno de los integrantes del presente proyecto.

Tabla 9: Desglose del presupuesto del presente trabajo.

Coste personal				
	Profesión	Nº de horas empleadas	Coste (€/hora)	Coste total (€)
Tutor	Ingeniero	80	35	2800
Co-tutor	Ingeniero	20	35	700
Alumno	Estudiante	438	15	6570
Coste equipo necesario				
	Precio (€)	Periodo usado (meses)	Periodo amortización (meses)	Coste total (€)
Samsung RF510	800	6	12	400
Licencia ABAQUS	6000	6	12	3000
Licencia HYPERMESH	6000	6	12	3000
Microsoft office	130	6	12	65
Coste amort.+coste personal=				16535

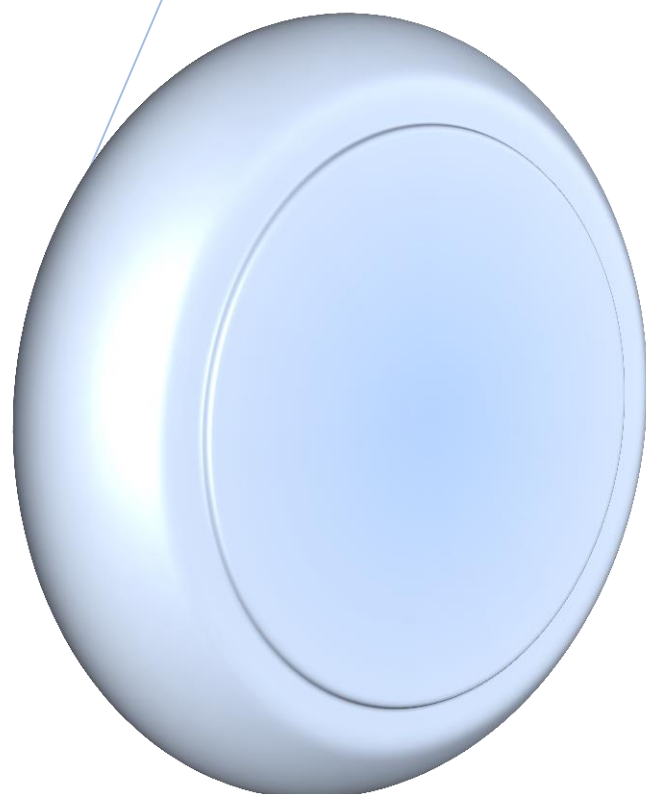
Para la amortización de los equipos se supuso un índice de utilización del 100% y se calculó mediante la siguiente expresión:

$$Coste A (€) = \frac{Periodo\ usado}{Periodo\ de\ amortización} \cdot Precio$$



Capítulo VIII:

Bibliografía



8.1. Bibliografía

- [1] Ali A, Cristofolini L, Schileo E, Hu H, Taddei F, Kim R, Rullkoetter P, Laz P. *Specimen-specific modeling of hip fracture pattern and repair*. Journal of Biomechanics (2013).
- [2] Verhulp E, van Rietbergen B, Huiskes R. *Load distribution in the healthy and osteoporotic human proximal femur during a fall to the side*. Bone (2008). 42:30-35.
- [3] Kelly N, McGarry JP. *Experimental and numerical characterisation of the elastoplastic properties of bovine trabecular bone and a trabecular bone analogue*. Journal of the mechanical behavior materials (2012). 9I:84-97.
- [4] Koivumäki J, Thevenot J, Pulkkinen P, Kuhn V, Link T, Eckstein F, Jämsä T. *Ct-based finite element models can be used to estimate experimentally measured failure loads in the proximal femur*. Bone (2012). 50:824-829
- [5] Derikx L, Vis R, Meinders T, Verdonschot N, Tanck E. *Implementation of Asymmetric Yielding in Case Specific Finite Element Models improves the Prediction of Femoral Fracture Risk*. Radboud University Nijmegen Medical Centre, University of Twente. The Netherlands.
- [6] Jonathan L, *Bioingeniería*. Disponible en:
<http://jolg27.files.wordpress.com/2009/11/tecucionesdif.pdf> Último acceso: Agosto 2014.
- [7] Medina J. Salud ehow España: http://www.ehowenespanol.com/descripcion-del-femur-hechos_150761/ Último acceso: Agosto 2014.
- [8] Medline Plus:
http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/esp_presentations/100117_1.htm
Último acceso: Agosto 2014.

- [9] Orthoinfo: <http://orthoinfo.aaos.org/topic.cfm?topic=A00682> Último acceso: Agosto 2014.
- [10] Histología Universidad católica de Chile: <http://escuela.med.puc.cl/paginas/Cursos/segundo/histologia/HistologiaWeb/paginas/co27338.html> Último acceso: Agosto 2014.
- [11] Histología Universidad católica de Chile: <http://escuela.med.puc.cl/paginas/cursos/segundo/histologia/histologiaweb/paginas/co27059.html> Último acceso: Agosto 2014.
- [12] Histología Universidad católica de Chile: <http://escuela.med.puc.cl/paginas/cursos/segundo/histologia/histologiaweb/paginas/co27648.html> Último acceso: Agosto 2014.
- [13] WeSapiens: <http://www.wesapiens.org/es/file/1354352/Osteonas> Último acceso: Agosto 2014.
- [14] BuenasTareas: <http://www.buenastareas.com/ensayos/Sistemas-De-Havers-y-Volkmann/2779873.html> Último acceso: Agosto 2014.
- [15] Laboratorio de histología: <http://labhisto230.blogspot.com.es/2010/11/cartilago-fibroso.html> Último acceso: Agosto 2014.
- [16] Define (difain) medicina: <http://es.difain.com/medicina/metafisis.html> Último acceso: Agosto 2014.
- [17] Biblioteca digital del Instituto latinoamericano de la comunicación educativa: http://bibliotecadigital.ilce.edu.mx/sites/ciencia/volumen1/ciencia2/37/htm/sec_5.htm Último acceso: Agosto 2014.
- [18] Educación para salud: <http://epsprofaschroeder.blogspot.com.es/2008/01/sistema-seo.html> Último acceso: Agosto 2014.

- [19] Medicina molecular FIBAO: <http://medmol.es/glosario/84/> Último acceso: Agosto 2014.
- [20] Urban fighters community: <http://www.urbanfighterscommunity.com/mma-valetudo/reflexiones-de-una-tibia> Último acceso: Agosto 2014.
- [21] Geocities: <http://www.geocities.ws/eduardoramirez2000/segundoparcial.html> Último acceso: Agosto 2014.
- [22] Mediciclopedia: <http://www.iqb.es/diccio/c/cartilagos.htm> Último acceso: Agosto 2014.
- [23] Anatomía Unam: <http://anatomiaunam.blogspot.com.es/2011/03/femur.html> Último acceso: Agosto 2014.
- [24] Malo M, Rohrbach D, Isaksson H, Töyräs J, Jurvelin J, Tamminen L, Kröger H, Raum K. *Longitudinal elastic properties and porosity of cortical bone tissue vary with age in human proximal femur*. Bone (2013). 53:451-458.
- [25] Poole KE, Mayhew PM, Rose CM, Brown JK, Bearcroft PJ, Loveridge N, Reeve J. *Changing structure of the femoral neck across the adult female lifespan*. Bone (2009)25(3):482-91.
- [26] Centro médico Nuestra Sra de la Esperanza CEME: http://www.cemeesperanza.com/consejos_salud/consejo.php?id=94 Último acceso: Agosto 2014.
- [27] Alto rendimiento: <http://www.altorendimiento.com/revista-alto-rendimiento/fitness/1883-salud-osea-y-ejercicio> Último acceso: Agosto 2014.
- [28] Medline Plus: <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/osteoporosis.html> Último acceso: Agosto 2014.
- [29] El mundo.es DMedicina: <http://www.dmedicina.com/enfermedades/musculos-y-huesos/osteoporosis> Último acceso: Agosto 2014.

- [30] Clínica medicina integrativa: <http://www.medicinaintegrativa.com/es-es/Enfermedades/Dolor-articular-Enfermedades-reumaticas/Osteoporosis.aspx?gclid=COOrIv7WJyr8CFVIPtAodWR8Aaw> Último acceso: Agosto 2014.
- [31] Mediespana: <http://www.mediespana.com/salud/osteoporosis/causas.html> Último acceso: Agosto 2014.
- [32] The university of Chicago medicine: <http://www.uchospitals.edu/online-library/content=S08969> Último acceso: Agosto 2014.
- [33] Página oficial de AltairHypermesh:
[http://www.altairhyperworks.com/\(X\(1\)S\(u5fmgpydpdchi2bdmd1bby5qz\)\)/HWTemp1Product.aspx?product_id=7&AspxAutoDetectCookieSupport=1](http://www.altairhyperworks.com/(X(1)S(u5fmgpydpdchi2bdmd1bby5qz))/HWTemp1Product.aspx?product_id=7&AspxAutoDetectCookieSupport=1) Último acceso: Agosto 2014.
- [34] Página oficial de DassaultSystems: <http://www.3ds.com/products-services/simulia/portfolio/abaqus/overview/> Último acceso: Agosto 2014.
- [35] Rincón E, Ros Felip A, Claramunt R, Arranz F. *Caracterización mecánica del material óseo*. Tecnología y Desarrollo (2004). II.
- [36] Santiuste C, Rodríguez-Millán M, Giner E, Miguélez H. *The influence of anisotropy in numerical modeling of orthogonal cutting of cortical bone*. Composite Structures (2014). 116:423-431.
- [37] Fernández D, Zaera R. *Desarrollo de una nueva herramienta basada en redes neuronales para el diseño de protecciones ligeras cerámica-metal frente a impacto de alta velocidad*. Universidad Carlos III de Madrid (2007).
- [38] Ruíz-Castro R, Cheriguene R, Miguélez H. *Estudio paramétrico del proceso de corte ortogonal mediante el método de elementos finitos: Estudio de la influencia de los parámetros de la ley constitutiva de Johnson-Cook en los resultados globales y locales y de la cinemática de la formación de la viruta*. Universidad Carlos III de Madrid.

[39] Martínez G, González C, Cerrolaza M. *Aplicación del método de elementos finitos para el análisis y diseño de fijadores externos con transportación ósea*. Boletín técnico IMME (2002). v.40 n.2.

[40] López Cela J. *Mecánica de medios continuos*. Universidad de Castilla la Mancha (1999). 144-150.

[41] Manual de usuario Abaqus 6.12:

<http://abaqus.me.chalmers.se/v6.12/books/usb/default.htm?startat=pt05ch22s02abm02.html#usb-mat-clinearelastic-orthoterms> Último acceso: Agosto 2014.

[42] San Antonio T, Ciaccia M, Müller-Krager C, Casanova E. *Orientation of orthotropic material properties in a femur FE model: A method based on the principal stresses directions*. Medical Engineering & Physics (2012). 34:914-919.